



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Ciencias Físicas

Escuela Académico Profesional de Física

**Evaluación de control de calidad en radiografía dental
intraoral**

MONOGRAFÍA TÉCNICA

Para optar el Título Profesional de Licenciada en Física

AUTOR

Gracia Susana LAIZA REBAZA

ASESOR

José Fernando MÁRQUEZ PACHAS

Lima, Perú

2009



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Laiza, G. (2009). *Evaluación de control de calidad en radiografía dental intraoral*. Monografía Técnica para optar el título profesional de Licenciada en Física. Escuela Académico Profesional de Física, Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Lima, Perú.

ÍNDICE

RESUMEN	2
I. INTRODUCCIÓN	3
II. FUNDAMENTO TEÓRICO	5
II.1 Descubrimiento de los Rayos X	5
II.2 Producción de Rayos X	6
II.3 Interacción de los Rayos X con la materia	9
II.4 Magnitudes y Unidades Radiológicas	14
II.5 Efectos Biológicos de las Radiaciones Ionizantes	18
II.6 Máquina de Rayos X	25
II.7 Factores que influyen en el espectro de rayos X	31
II.8 Diagnóstico con Rayos X	35
II.9 Radiología Dental Intraoral	37
II.10 Aspectos generales de Protección Radiológica	40
II.11 Aspectos generales de Control de Calidad en Radiodiagnóstico	42
III. MATERIAL Y METODO	48
III.1 Pruebas realizadas en el Control de Calidad en Radiología Dental Intraoral	48
III.2 Características de los equipos evaluados	49
III.3 Instrumentos utilizados para la medición de parámetros	49
III.4 Cálculo de los parámetros de Control de Calidad	50
IV. RESULTADOS	52
V. DISCUSIÓN	54
VI. CONCLUSIONES	57
VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58
ANEXO	59

RESUMEN

Esta monografía técnica tiene como objetivo mostrar la importancia del Control de Calidad en la práctica de Radiología Dental Intraoral. Así como, también determinar las causas más relevantes de fallas en el funcionamiento de los equipos y realizar una estadística de la situación del control de calidad en términos o en concordancia con las normas establecidas por el Instituto Peruano de Energía Nuclear.

Este trabajo es desarrollado en base a valores o datos de control de calidad de equipos de Radiología Dental Intraoral realizados a equipos de rayos X pertenecientes a clínicas, consultorios y hospitales a nivel nacional. Los controles de calidad han sido realizados en el período 2005 – 2008 con equipos e instrumental bajo la administración de la Empresa de Control de Calidad en Radiodiagnóstico QC DOSE S.A.C, acreditada por el Instituto Peruano de Energía Nuclear.

Los resultados muestran que existe un gran número de equipos de rayos X que no pasaron el control de calidad, encontrándose como razones la antigüedad del equipo, la falta de mantenimiento preventivo, el desajuste o desperfectos del sistema de control de tiempo y la baja filtración del equipo. Por ello, podemos concluir que existe necesidad de realizar periódicamente evaluaciones de control de calidad para asegurar que esta práctica médica sea realizada con la calidad y seguridad requerida en beneficio de los pacientes y profesionales expuestos. Así también, con el desarrollo de este trabajo se ha contribuido en la mejora de la cultura en seguridad radiológica de los profesionales involucrados.

I. INTRODUCCIÓN

El uso de los rayos X con fines de diagnóstico médico se ha convertido en una práctica muy difundida, por lo tanto deben ser usados en dosis óptimas que permitan un diagnóstico radiológico adecuado y una menor exposición a los pacientes. En vista de esta práctica cotidiana, es importante difundir los aspectos teóricos y prácticos sobre las medidas de seguridad que deben ser aplicados durante su uso, siendo conveniente implementar un programa de control de calidad que garantice los procedimientos y el buen funcionamiento de estos equipos.

Esta monografía trata precisamente del proceso de Control de Calidad en Equipos de Radiología Dental Intraoral.

En el Capítulo II se trata los conceptos relacionados con los rayos X, su descubrimiento y mecanismo de producción, la interacción de los rayos X con la materia; las magnitudes, unidades radiológicas y los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes, lo cual fundamenta la necesidad de optimizar la exposición a la radiación.

Se hace una revisión sobre los componentes de un equipo de rayos X, su funcionamiento y sobre los factores que influyen en el espectro de rayos X, su aplicación en radiodiagnóstico en medicina y odontología. Teniendo en cuenta lo desarrollado se podrá comprender mejor el sentido de la Protección Radiológica y la importancia del Control de Calidad en radiodiagnóstico.

La aplicación real de estos conceptos teóricos se presentan en el Capítulo III, Materiales y Métodos, donde se describe ampliamente las pruebas que se realizan en Equipos de Radiología Dental Intraoral, los instrumentos que se utilizan para medir los parámetros evaluados y las fórmulas para el cálculo de los resultados.

El Capítulo IV, se muestran en gráficos los resultados obtenidos de la evaluación del Control de Calidad de un total de 361 equipos de Radiología Dental Intraoral en el período 2005 – 2008 obtenidos en clínicas, consultorios y hospitales del país, especificando los resultados para cada prueba realizada y el resultado final de la evaluación, es decir si pasan el Control de Calidad o no.

Los resultados son discutidos en el Capítulo V, para finalmente presentar las conclusiones del estado de los Equipos de Radiología Dental Intraoral en el Capítulo VI.

JUSTIFICACIÓN

- El procedimiento de Control de Calidad en Radiología Dental Intraoral es muy importante, debido que garantiza el funcionamiento óptimo del Equipo de Radiología Intraoral, para no ocasionar riesgos en la salud del paciente y del operador, lo cual además cumple con las Normas establecidas por el Instituto Peruano de Energía Nuclear.
- La Monografía Técnica presentada aporta un conocimiento importante, debido a que actualmente existe poca información disponible o nula respecto del procedimiento de Control de Calidad en Radiología Dental Intraoral en el país.
- Es importante además porque la metodología para el Control de Calidad en Radiología Dental Intraoral que se presenta se sustenta en Protocolos Internacionales, es la más actualizada y completa, es muy confiable y cuenta con aceptación del Instituto Peruano de Energía Nuclear.
- El procedimiento descrito es de utilidad práctica para los profesionales Licenciados en Física, que pretendan desenvolverse en la especialidad de Protección Radiológica en el campo médico.
- Los resultados presentados en esta Monografía Técnica representan un primer paso en el marco de un Programa de Garantía de Calidad, al ser un diagnóstico situacional del control de calidad en esta práctica, el cual puede ser utilizado como base para la realización de futuros estudios, la metodología internacionalmente aceptada hace posible su comparación con los resultados que puedan obtener otros investigadores nacionales o de otros países.

OBJETIVO GENERAL

Mostrar la importancia del Control de Calidad con la finalidad de garantizar que los procedimientos de Radiología Dental Intraoral sean realizados con la calidad y seguridad. Así como difundir la cultura en Protección Radiológica a la comunidad médica y odontológica.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Verificar el correcto funcionamiento de los equipos de Radiología Dental Intraoral,
2. Determinar las causas por las cuales los equipos de Radiología Dental Intraoral no logran pasar el Control de Calidad.
3. Analizar estadísticamente el número de equipos de Radiología Dental Intraoral que logran pasar el control de calidad de acuerdo a las normas establecidas por el Instituto Peruano de Energía Nuclear.

II. FUNDAMENTO TEÓRICO

II.1 DESCUBRIMIENTO DE LOS RAYOS X

El 8 de noviembre de 1895 el físico alemán Wilhelm Conrad Roentgen descubrió lo que hoy conocemos como “rayos X” mientras llevaba a cabo experimentos con un tubo de rayos catódicos en su laboratorio del Instituto de Física de la Universidad de Wurzburg.

A finales de diciembre del mismo año, y después de algunas semanas de intenso trabajo, Roentgen había concluido su primer reporte describiendo sus experimentos titulado “Über eine neue Art von Strahlen” (Sobre una nueva clase de rayos), el cual envió para su publicación en la Sociedad de Física Médica de Wurzburg. En ese informe el mismo Roentgen sugirió ya la utilización de los rayos X en la medicina: como objeto de demostración del poder de penetración de los rayos X, había escogido entre otros la mano de su esposa de la cual tomo la primera radiografía. Por su gran descubrimiento Roentgen recibió el primer Premio Nóbel de Física en el año 1901. (Figura 2.1)

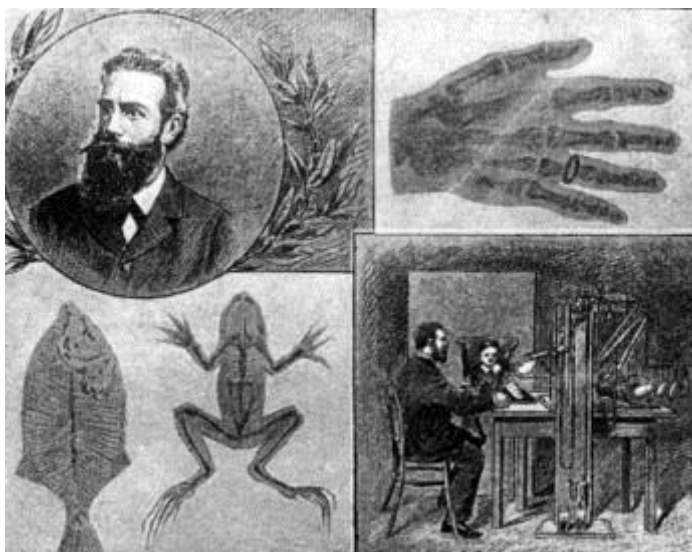


Figura 2.1 Primeras Radiografías

A pesar de las posibles aplicaciones industriales de los rayos X, Roentgen se negó a comercializar o a patentar su descubrimiento. Roentgen pensaba que su descubrimiento pertenecía a la humanidad y que por ninguna razón este iba a ser motivo de patentes, licencias o contratos. Esto dio lugar a que los primeros tubos de rayos X para usos médicos pudieran ser construido rápidamente y a un precio muy accesible. En un tiempo muy breve después del descubrimiento de los rayos X, se definieron claramente dos tipos de aplicaciones en

medicina, el primero de ellos para el diagnóstico de enfermedades, y el segundo para tratamiento de tumores, es decir para usos terapéuticos. Desde entonces el uso médico de los rayos X ha jugado un papel cada vez más importante, y es también gracias al desarrollo de otras tecnologías como la electrónica y la ciencia de materiales, lo que ha permitido su aplicación a niveles muy sofisticados.¹

II.2 PRODUCCION DE LOS RAYOS X

Los rayos X se producen siempre que un material es irradiado con electrones de alta energía. Un tubo convencional de rayos X consiste básicamente de un Cátodo y un Ánodo colocados dentro de un envase de vidrio al vacío. (Figura 2.2)

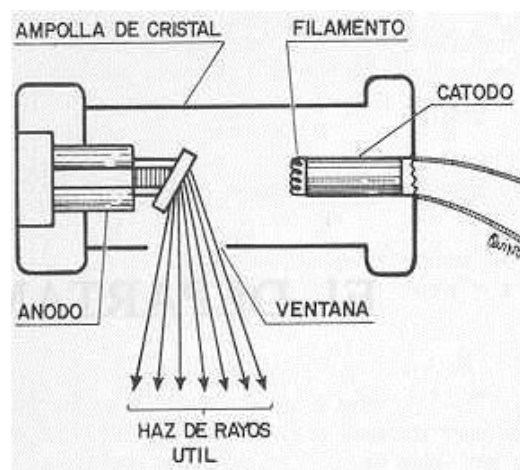


Figura 2.2 Esquema de Tubo de Rayos X

El cátodo consiste en un filamento que al ser calentado emite electrones (termoelectrones). En el tubo se hace el vacío hasta que no haya residuos apreciables de gas en su interior de tal modo que toda la corriente es transportada por los termoelectrones. Estos electrones son acelerados, debido a una diferencia de potencial aplicada entre el cátodo y el ánodo, hacia un blanco montado en el ánodo. Cuando los electrones llegan al ánodo, interaccionan con el mismo experimentando un frenado que puede ser de mayor o menor cuantía. La mayor parte de la energía de los electrones se pierde por colisión, pero una pequeña parte se convierte en radiación electromagnética cuya frecuencia o energía pertenece al intervalo de los rayos X.¹

La energía de los rayos X producidos depende del material que constituye el ánodo. En general se utiliza un metal de peso atómico elevado como el wolframio (tungsteno) por ser más eficiente en la producción de radiación.

Por otra parte, para un ánodo determinado, la energía de los rayos X emitida depende de la magnitud de frenado de los electrones. Como este frenado varía de forma continua, el espectro de los rayos X tienen una distribución continua en energías. Esta distribución varía para cada valor de la tensión aplicada y la eficiencia de producción aumenta rápidamente con esta tensión².

Si la tensión aplicada al tubo es suficientemente elevada, los electrones emitidos por el cátodo adquieren también una energía elevada y pueden interactuar con los electrones más internos del átomo expulsándolos. Por ejemplo, para el wolframio la energía de enlace de los electrones de la capa K es de $E_k = 69.5250 \text{ keV}$, por lo tanto con tensiones superiores a 69.525 kV es posible que se produzca este fenómeno². En este caso, quedan vacantes en las capas más internas de la configuración electrónica de los átomos, que al ser ocupadas por electrones más externos, emiten el exceso de energía en forma de radiación electromagnética de energías bien definidas denominadas rayos X característicos².

Espectro de emisión de rayos X

La forma del espectro de emisión de los rayos X viene determinada por el material del ánodo, el kilovoltaje aplicado al tubo, y la cantidad y tipo de filtración metálica añadida.

El espectro emitido por el ánodo es una combinación de un espectro continuo, perteneciente a la radiación de frenado, que tiene una forma muy parecida para todos los materiales utilizados en la fabricación de ánodos, y un espectro discreto, de rayas muy intensas superpuesto sobre el espectro continuo debido a la radiación característica.

- **Espectro de Rayos X de frenado**

La radiación de frenado llamada también Bremsstrahlung, se produce cuando el electrón interacciona con el núcleo del átomo del blanco.

Se puede considerar que la radiación Bremsstrahlung procede del frenado de los electrones debido a la atracción que experimentan por el núcleo atómico.

Si fuera posible medir la energía contenida en cada fotón de frenado que se emite desde un tubo de rayos X, se observaría que oscila entre la energía máxima de los electrones y un valor nulo. En otras palabras, cuando un tubo de rayos X opera a 70 kVp, se emiten fotones de frenado con energías comprendidas entre 0 y 70 keV. Por lo tanto se tendrá un espectro de energías desde 0 hasta un valor máximo igual a la energía del electrón, producido por el Kilovoltaje de aceleración.

La forma general del espectro de rayos X de frenado es la misma para todos los aparatos de rayos X.

La energía máxima que pueden adquirir los rayos X es numéricamente igual a la tensión de pico de operación, de donde procede su denominación kVp (de pico o máximo).

En su mayoría, los fotones de rayos X se emiten con energías aproximadamente igual a la tercera parte de la energía máxima. El número de rayos X emitidos disminuye a energías muy bajas y llega casi a anularse por debajo de 5keV. (Figura 2.3)

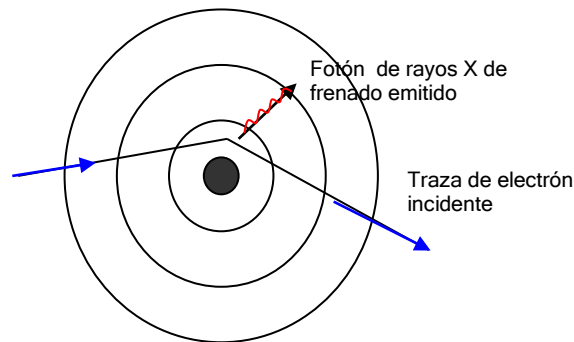


Figura 2.3 Emisión de radiación X de frenado

- Espectro de rayos X característicos

Los rayos X característicos se producen cuando el electrón interacciona con un electrón de una capa interna del átomo del blanco, y no con uno de la capa externa, estos rayos X característicos se originan cuando el electrón tiene la suficiente energía como para ionizar el átomo del blanco, expulsando totalmente un electrón de una capa interna.

Los rayos X producidos tienen una energía igual a la diferencia de las energías de ligadura de los electrones orbitales correspondientes. (Figura 2.4)

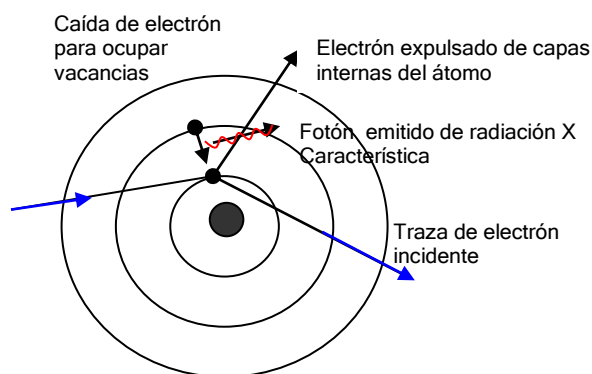


Figura 2.4 Emisión de radiación X característica

Los rayos X característicos tienen energías fijas o discretas, que son propias de las diferencias entre las energías de ligadura de los electrones de un determinado elemento. Así por ejemplo, los rayos X característicos de Wolframio pueden tener hasta 15 valores de energía distintos, pero no un valor diferente de estos 15. ²

En la figura 2.5, se muestra un gráfico del espectro de energía de los rayos X.

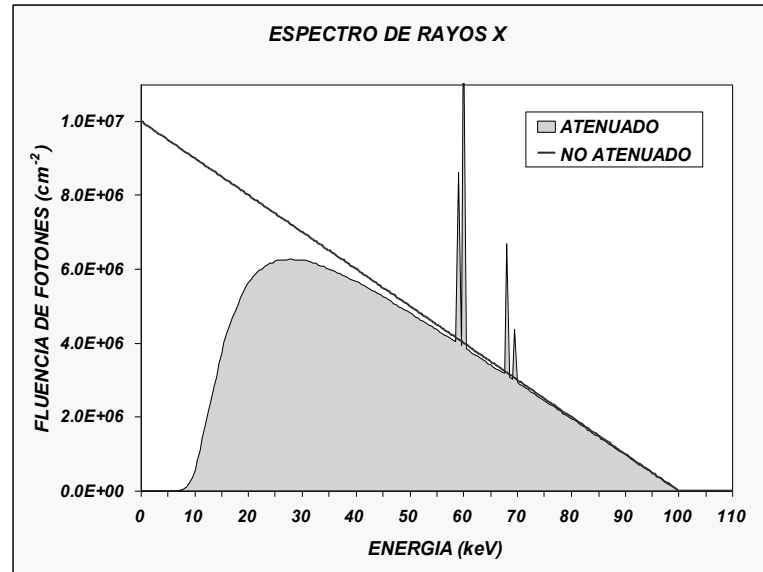


Figura 2.5 Espectro de Energía de Rayos X

II.3 INTERACCIÓN DE LOS RAYOS X CON LA MATERIA

La radiación electromagnética X, debido a su carácter ondulatorio, ausencia de carga y masa en reposo puede penetrar en un material recorriendo grandes espesores antes de sufrir una primera interacción.

Existen cinco tipos de interacciones con la materia producidas por los fotones de rayos X: interacción fotoeléctrica, interacción Compton, producción de pares, dispersión Rayleigh ó coherente e interacción fotonuclear.

Las tres primeras son las más importantes, como resultado de la transferencia de energía a los electrones. La dispersión Rayleigh es elástica; el fotón es desviado un pequeño ángulo sin pérdida de energía y la interacción fotonuclear ocurre solo para fotones de alta energía.

Interacción fotoeléctrica

El efecto fotoeléctrico está caracterizado por la transferencia total de energía de la radiación X o Gamma (que desaparece) a un único electrón orbital, que es expulsado con una energía cinética T de acuerdo con la ecuación de Einstein:

$$T = h\nu - E_b \quad (1)$$

Donde h es la constante de Planck, ν la frecuencia de la radiación y E_b es la energía del electrón orbital.

Después de la interacción fotoeléctrica el átomo residual queda ionizado y con un nivel energético vacante (por lo general de la capa k). Un electrón de una órbita externa baja al nivel vacante, perdiendo energía, la que es emitida en forma de radiación característica, llamada así por ser propia de cada tipo de átomo. (Figura 2.6).

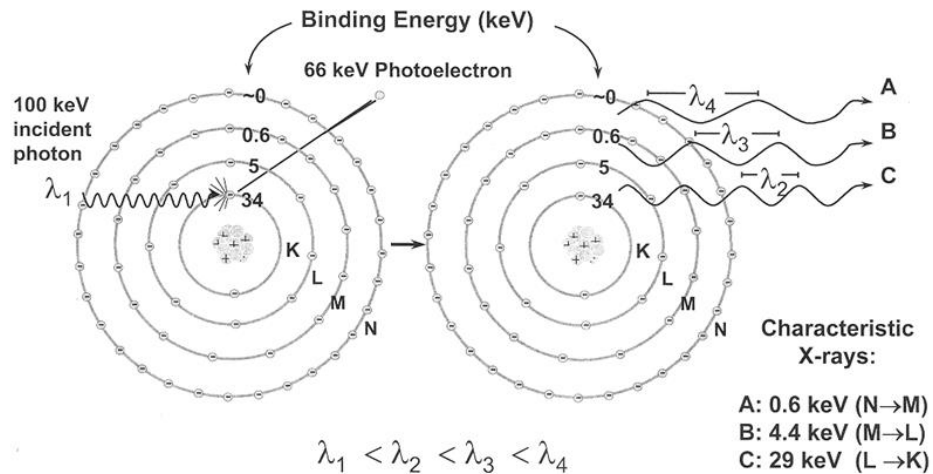


Figura 2.6 Interacción Fotoeléctrica

La dirección de salida del fotoelectrón en relación a la de incidencia del fotón varía con la energía. Para altas energías (por encima de los 3 MeV) la probabilidad del electrón de salir en la dirección y sentido del fotón es alta; para bajas energías (por debajo de los 20 keV) la mayor probabilidad es la de salir con un ángulo de 70° .

El efecto fotoeléctrico es predominante para bajas energías y para elementos químicos de elevado número atómico. La probabilidad de ocurrencia aumenta con Z^n (n : 3 - 5) y decrece rápidamente con el aumento de la energía de la forma que sigue:

$$\sigma_f \approx k \frac{Z^n}{E_\gamma^3} \quad (2)$$

Donde:

Z , es el número atómico del elemento con el que interacciona la radiación

E_γ , es la energía de los fotones incidentes expresada en MeV.

K , constante de proporcionalidad

n , es un parámetro cuyo valor puede variar entre 3 y 5 en función de la energía del fotón.³

Interacción Compton

La interacción se produce mayormente con electrones atómicos poco ligados (electrones externos). Esta interacción produce un fotón dispersado, $h\nu$, de menor energía que el incidente (radiación X o Gamma) y un electrón Compton con energía cinética, T , prácticamente igual a la diferencia de energía entre ambos fotones. (Figura 2.7)

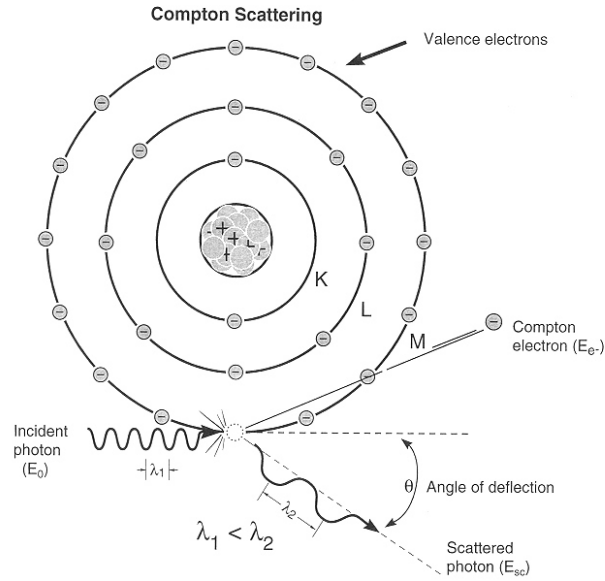


Figura 2.7 Interacción Compton

La energía del fotón dispersado, $h\nu$, y la energía cinética del electrón Compton T están dadas por las siguientes expresiones:

$$h\nu = \frac{h\nu_0}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (3)$$

$$T = h\nu_0 \frac{\alpha(1 - \cos \theta)}{1 + \alpha(1 - \cos \theta)} \quad (4)$$

$$\alpha = \frac{h\nu_0}{m_0c^2} \quad (5)$$

La cantidad de energía que se transfiere al electrón varía con la energía del fotón incidente; a bajas energías el electrón se expulsa con muy poca energía llevando el fotón dispersado casi toda la energía incidente.

La energía del fotón dispersado dependerá del ángulo de dispersión, correspondiendo las energías mínimas a los ángulos cercanos a los 180° (retrodispersión) y las máximas a los ángulos cercanos a 0° (prácticamente en la dirección que la del fotón incidente).³

La probabilidad que se produzca una interacción Compton, depende del número atómico Z del material y varía en una primera aproximación inversamente proporcional a la primera potencia de la energía de los fotones, esto es:

$$\sigma_c \approx k \frac{Z}{E_\gamma} \quad (6)$$

Producción de pares

El proceso de producción de pares consiste en la transformación de la energía de un fotón, que desaparece en la interacción con el campo eléctrico del núcleo, en un par de partícula-antipartícula (Figura 2.8).

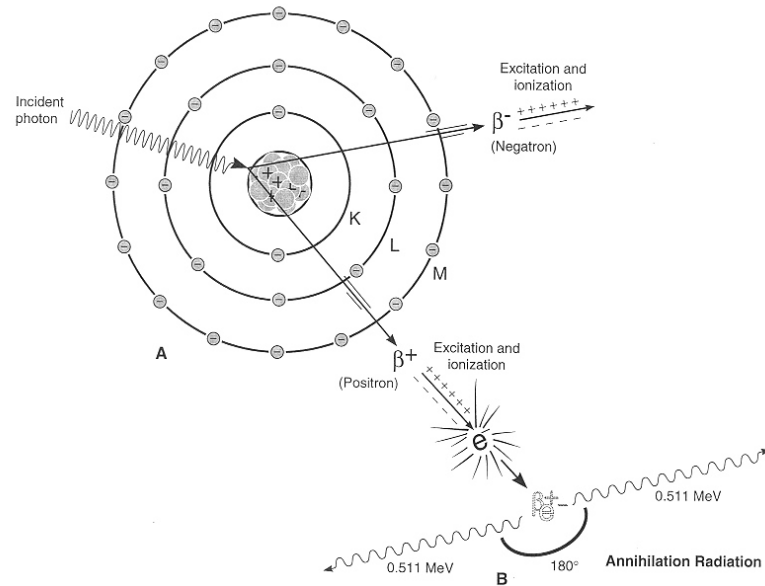


Figura 2.8 Producción de pares

El fotón incidente desaparece dando lugar a un par de electrón-positrón. Se precisa por tanto una energía umbral equivalente a la masa en reposo del electrón (0,51 MeV) más la del positrón (0,51 MeV), es decir 1,02 MeV. Esta transformación de energía recibe el nombre de materialización, esto es:

$$h\nu = T_{e^-} + T_{e^+} + 1,022 \text{ MeV} \quad (7)$$

El proceso ocurre con mayor probabilidad en las proximidades del núcleo atómico, aumentando cuadráticamente y linealmente con el número atómico Z y con la energía del fotón respectivamente. ³

$$\sigma_{PP} \approx k.Z^2.(E_\gamma - 1,022MeV) \quad (8)$$

Atenuación de los rayos X

Si un haz colimado monoenergético de N_o fotones/cm².s incide perpendicularmente sobre un material de espesor x , se producirá una atenuación progresiva a medida que el espesor interpuesto vaya aumentando (Figura 2.9). El número dN de fotones que desaparecen del haz en el elemento dx será:

$$dN = -\mu N dx \quad (9)$$

Donde la constante de proporcionalidad es función de la energía de los fotones y del tipo de material absorbente y se denomina **coeficiente de atenuación lineal (μ)** ya que tiene dimensiones de (longitud)⁻¹. Si integramos la expresión anterior obtenemos:

$$N = N_o e^{-\mu x} \quad (10)$$

La validez de ésta expresión solo se produce cuando se trata de fotones monoenergéticos, haz muy colimado y espesor absorbente muy delgado.

La atenuación de un haz de fotones podrá deberse a la absorción de los mismos (interacción fotoeléctrica) o procesos de dispersión (con absorción parcial, como la interacción Compton). La creación de pares supondrá la desaparición del fotón del haz pero el positrón creado una vez frenado se aniquila.

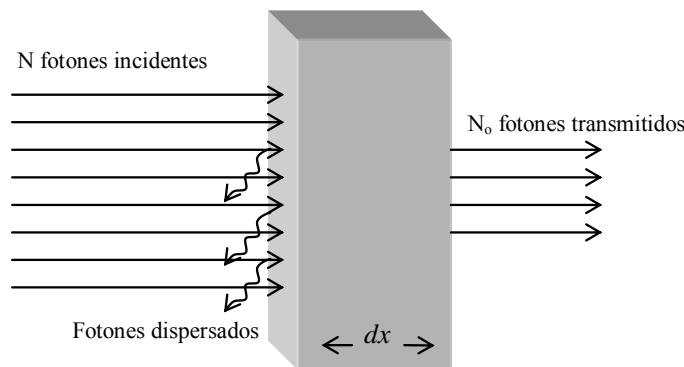


Figura 2.9 Proceso de atenuación de los fotones al atravesar un material de espesor dx .
A él llegan N fotones, algunos lo atraviesan sin interactuar y una fracción es absorbida o dispersada.

En resumen, la atenuación se debe a la contribución de la absorción y de la dispersión. Debido a la absorción detrás del absorbente solo deberían aparecer los fotones que son los que no han interactuado y sin embargo, debido a la dispersión aparecen con energías inferiores a la de los fotones incidentes, éste efecto que lógicamente será función de la energía de los fotones incidentes, de la geometría del haz incidente, del material absorbente y de su espesor.³

Capa hemirreductora

Un modo habitual de expresar la aptitud de atenuación de un material, consiste en emplear el concepto de *capa hemirreductora*, *CHR-HVL* o *capa decirreductora (CDR)*. El espesor hemirreductor de un determinado material (para una dada energía del haz de radiación) es el valor del espesor de dicho material que debe interponerse entre la fuente y un punto de interés para reducir a la mitad la intensidad de la radiación.⁴

Si el haz de radiación es monoenergético, la *CHR* está relacionada con el coeficiente de atenuación lineal μ de la siguiente manera:

$$CHR = \frac{\ln 2}{\mu} = \frac{0,693}{\mu} \quad (11)$$

Algunos valores de *CHR* y de *CDR* para plomo y concreto, en función del kVp, se indican a continuación en la tabla N° 2.1.

Tabla N° 2.1. Valores de la CHR y CDR para el plomo y el concreto en función del kVp dado.⁵

Potencial del tubo	CHR		CDR	
kVp	Plomo (mm)	Concreto (cm)	Plomo (mm)	Concreto(cm)
40	0,03	0,13	0,06	0,4
60	0,11	0,25	0,34	0,87
80	0,19	0,42	0,64	1,4
100	0,24	0,60	0,80	2,0
120	0,27	0,76	0,90	2,5
140	0,28	0,86	0,95	2,8

II.4 MAGNITUDES Y UNIDADES RADIOLÓGICAS

La necesidad de establecer normas de protección contra los efectos biológicos perjudiciales de las radiaciones ionizantes, se hizo patente a los pocos meses del descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895, y el comienzo del trabajo con elementos radiactivos en 1896. Como consecuencia del trabajo con las radiaciones ionizantes, algunos operadores en este campo

comenzaron a manifestar efectos nocivos, circunstancia que demostró la peligrosidad de las radiaciones ionizantes y la necesidad de establecer normas específicas de radioprotección. Para establecer esas normas y poder cuantificar las radiaciones era imprescindible y básica la definición de magnitudes radiológicas y de sus correspondientes unidades.

Dosimetría

La dosimetría de la radiación es una rama de la ciencia que se encarga de estudiar los métodos para la determinación cuantitativa de la energía depositada en un medio dado, directa o indirectamente por las radiaciones ionizantes. Una serie de magnitudes y unidades se han definido para describir el haz de radiación, y las cantidades dosimétricas más utilizadas y sus unidades se definen a continuación.¹⁴

Exposición

Es el cociente entre dQ por dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un mismo signo producidos en el aire, cuando todos los electrones liberados (positivos y negativos) por los fotones en una masa dm de aire han sido detenidos por completo en el seno del aire.^{5 6 7}

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (12)$$

Unidad: **coulomb/ kilogramo** ($C.kg^{-1}$). Unidad antigua **Roentgen (R)**, $R=2,58 \times 10^{-4} C.kg^{-1}$.

Esta magnitud es exclusiva para un haz o campo de fotones (rayos X o radiación Gamma).

Kerma

Es el acrónimo de la energía cinética liberada por unidad de masa. Es una cantidad estocástica aplicable a radiación indirectamente ionizante tal como fotones y neutrones.

La energía de los fotones se imparte a la materia en un proceso de dos etapas. En la primera etapa, el fotón de radiación transfiere energía a las partículas secundarias cargadas (electrones) a través de las distintas interacciones de fotones (el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, producción de pares, etc.) En la segunda etapa, la transferencia de partículas cargadas de energía al medio a través de excitaciones atómica y de ionización.¹⁴

El Kerma es el cociente $d\bar{E}_{tr}/dm$, donde $d\bar{E}_{tr}$ es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas (electrones) liberadas por las partículas ionizantes no cargadas (fotones) en un material de masa, dm .^{5 6 7}

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (13)$$

Donde \bar{E}_{tr} es la energía transferida a un material.

Unidad: **Joule/kilogramo ($J.kg^{-1}$)**, llamada **gray (Gy)**. Unidad antigua **rad**, $rad=10^{-2}$ Gy.

Dosis absorbida

La dosis absorbida es una cantidad no estocástica aplicable tanto a las radiaciones indirecta como directamente ionizantes. Para las radiaciones indirectamente ionizantes, la energía se imparte a la materia en un proceso de dos etapas.

En la primera etapa (resultante del Kerma) la radiación indirectamente ionizante transfiere energía cinética a las partículas cargadas secundarias.

En la segunda etapa, estas partículas cargadas transfieren parte de su energía cinética al medio (que resulta en dosis absorbida) y pierden parte de su energía en forma de radiación (radiación de frenado).

La dosis absorbida se relaciona con la cantidad de energía impartida.

La dosis absorbida se define como la energía media $\bar{\varepsilon}$ impartida por la radiación ionizante en la materia de masa m en un volumen finito V por:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (14)$$

Donde $d\bar{\varepsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante en un medio de masa dm .

La energía impartida es la suma de toda la energía que entra al volumen de interés menos toda la energía dejada en el volumen.¹⁴

Unidad: **Joule/kilogramo ($J.kg^{-1}$)**, llamada **gray (Gy)**. Unidad antigua **rad**: $rad=10^{-2}$ Gy

La dosis absorbida por unidad de tiempo es la **tasa de dosis absorbida: Gy/h, mGy/h, etc.**

Dosis equivalente

La dosis absorbida es la magnitud dosimétrica física básica, que no es enteramente satisfactoria a los efectos de la protección radiológica, pues los efectos dañinos en los tejidos humanos varían según los diferentes tipos de radiación ionizante. En consecuencia, la dosis absorbida promedio en un tejido u órgano se multiplica por un factor de ponderación de la radiación para tener en cuenta la intensidad con que el tipo considerado de radiación produce efectos sobre la salud; la magnitud resultante se denomina dosis equivalente (H_T).^{5 6 7}

$$H_T = D_{T,R} \cdot W_R \quad (15)$$

Unidad: **Sievert (Sv)**. Unidad antigua **rem**, 1 rem = 10^{-2} Sv

La magnitud "dosis equivalente" se utiliza cuando se irradian órganos o tejidos determinados, pero la probabilidad de efectos nocivos estocásticos debidos a una dosis equivalente dada varía según los diferentes órganos y tejidos. Por consiguiente, la dosis equivalente en cada órgano y tejido se multiplica por un factor de ponderación tisular para tener en cuenta la radiosensibilidad del órgano (tabla N° 2.2).

Tabla N° 2.2. Valores de factores de ponderación para diferentes tipo de radiación.

Radiación	Factor de ponderación (W_R)
Fotones (X y Gamma), electrones	1
Neutrones, protones, alfa	10
Núcleos pesados	20

Así, si somos irradiados por un equipo de rayos X, y nuestro cuerpo absorbe 1 J/kg, estamos recibiendo una dosis absorbida de 1 Gy, y una dosis equivalente de 1 Sv. Si nos hubiéramos irradiado por un haz de neutrones, habríamos recibido una dosis absorbida de 1 Gy, y una dosis equivalente de 10 Sv. En el segundo caso el daño sufrido sería del orden de 10 veces el daño del primer caso.

Dosis efectiva

Algunas partes del cuerpo son más sensibles a la radiación que otras, por lo tanto, al evaluar los efectos estocásticos globales debe considerarse una ponderación específica para cada tejido u órgano. Por ello se define la dosis efectiva (E) como la suma total de las dosis equivalentes ponderadas en todos los tejidos expuestos de un individuo.^{5 6 7}

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (16)$$

Donde H_T es la dosis equivalente en el tejido u órgano T , y W_T es el factor de ponderación para el tejido u órgano (T)

Los valores recomendados para los factores de ponderación para los tejidos u órganos se muestran en la tabla N° 2.3.

Tabla N° 2.3. Valores de factores de ponderación para los diferentes tejidos u órganos. ⁷

Tejido u órgano	Factor de ponderación (W_R)
Gónadas	0,20
Médula ósea (roja)	0,12
Colon	0,12
Pulmón	0,12
Estómago	0,12
Vejiga	0,05
Mama	0,05
Hígado	0,05
Esófago	0,05
Tiroides	0,05
Huesos (superficies óseas)	0,01
Piel	0,01
Resto del cuerpo*	0,05

**Para determinar la contribución a la dosis efectiva del resto del organismo solamente se contabiliza la dosis de los siguientes tejidos u órganos: glándulas suprarrenales, cerebro, intestino grueso superior, intestino delgado, riñón, músculo, páncreas, bazo, hipófisis y útero. En caso de que uno de los tejidos u órganos anteriores haya recibido una dosis mayor que las dosis restantes, su factor de ponderación será 0,025 y 0,025 para los demás órganos.*

La unidad de dosis equivalente y de dosis efectiva es la misma que la de dosis absorbida, a saber el Joule por kilogramo, pero se usa la denominación Sievert (Sv) para evitar la confusión con la unidad de dosis absorbida (Gy).

II.5 EFECTOS BIOLÓGICOS DE LAS RADIACIONES IONIZANTES

Estos efectos son consecuencia de la acción de una radiación ionizante sobre los tejidos de los organismos vivos. La radiación transfiere energía a las moléculas de las células de estos tejidos. Como resultado de esta interacción las funciones de las células pueden deteriorarse de forma temporal o permanente y ocasionar incluso la muerte de las mismas. La gravedad de la lesión depende del tipo de radiación, de la dosis absorbida, de la velocidad de absorción y de la sensibilidad del tejido frente a la radiación. Los efectos de la radiación son los mismos, tanto si ésta procede del exterior, como si procede de un material radiactivo situado en el interior del cuerpo.

Los efectos biológicos de una misma dosis de radiación varían de forma considerable según el tiempo de exposición.

Como la interacción de la radiación con las células es probabilística, la posible lesión que produzca tendrá también carácter probabilístico y aunque el depósito de energía es un proceso físico que ocurre en un tiempo muy corto (del orden de 10^{-17} s), el posible efecto biológico puede aparecer después de un período de latencia que puede ser de varios años.

Además del carácter probabilístico de la interacción, ésta no se realiza de forma selectiva sobre ninguna zona concreta de la célula.

Las lesiones que producen las radiaciones ionizantes no son específicas, idénticas lesiones se pueden producir por otras causas; de ahí la dificultad de discernir los efectos causados por las radiaciones ionizantes frente a otras etiologías.

La acción de las radiaciones ionizantes sobre la célula siempre es de tipo lesivo (o sea siempre se produce un “daño” a la célula). No obstante en ocasiones se busca precisamente dañar cierto tipo de células como es el caso de la radioterapia antitumoral que persigue la destrucción de las células de los tumores malignos (“neoplasias malignas”).

Así como en cualquier otro tipo de lesión, este daño orgánico en ciertos casos puede recuperarse. Esto dependerá de la severidad del caso, de la parte afectada, y del poder de recuperación del individuo. En la posible recuperación, la edad y el estado general de salud del individuo serán factores importantes.

Tipo de efectos

1. Según el tipo de interacción, puede clasificarse en:

a. Efecto directo: Cuando la radiación actúa directamente sobre las moléculas blanco, causando ionización y excitación molecular. ⁸

b. Efecto indirecto: Cuando la radiación actúa sobre las moléculas del agua, produciéndose la radiólisis de la misma y dando lugar a iones y radicales libres que interactúan posteriormente con las moléculas blanco. En este tipo de reacciones se produce, por ejemplo, peróxido de hidrógeno, que tiene una relativa estabilidad y es un poderoso agente oxidante, siendo muy venenoso para la célula. ⁸

2. Según el tipo de célula afectada, puede ser:

a. Efecto en células somáticas: Cuando afectan a las células que forman parte de los diferentes tejidos del cuerpo, excepto los tejidos reproductores (gonadales). A mediano o a

largo plazo, estos efectos pueden dar origen al cáncer y a cambios fisiológicos y estructurales degenerativos.⁸

b. Efecto en células germinales: Llamados también efectos genéticos o hereditarios, se denominan así cuando se dan en las células germinales y sus precursores de los tejidos reproductores, llamados también gametos (ovocitos y espermatozoides). Cualquier mutación que sufran estas células y que no comprometan su viabilidad, puede ser transmitida de una generación a otra.⁸

3. De acuerdo al periodo de latencia, se clasifican en:

a. Efectos estocásticos, probabilísticos, tardíos o a largo plazo

Son aquellos cuya ocurrencia está en función de la dosis, es decir, la probabilidad de ocurrencia del efecto es proporcional a la dosis recibida (Figura 2.10). En este caso, no existe una dosis umbral o un valor mínimo de dosis. Entre los efectos biológicos estocásticos de la radiación tenemos el cáncer y los efectos hereditarios. Ante la generación de cáncer no se puede decir con certeza que éste fue ocasionado por la radiación, pero sí se puede estimar la probabilidad de que ese cáncer haya sido producido por la radiación a cierta dosis. Según esta definición, no hay dosis por pequeña que sea que no implique algún riesgo de cáncer en el futuro.

El cáncer o los cambios hereditarios pueden iniciarse con la modificación de la información genética de la célula, por alteración de genes específicos. Estos efectos pueden presentarse por una simple sobreexposición alta o por una exposición baja continua durante largo tiempo. Esta puede ser por irradiación externa o por inhalación o ingestión de un radioisótopo, el que es procesado por el cuerpo de acuerdo a su comportamiento químico, pudiendo alojarse en ciertos órganos o tejidos (sitios críticos).⁸

Entre los efectos tardíos se tiene el cáncer que frecuentemente ataca al sistema formador de células sanguíneas o sistema hematopoyético, tiroides, hueso y piel. El tumor puede aparecer unos 5 a 20 años después de la sobreexposición. Los datos para casos de bajas dosis no son concluyentes, por ello se extrapola los datos obtenidos con dosis altas. Existe un modelo de Umbral Cero, que sugiere que en un millón de personas que han recibido una dosis de 10 milisievert, se observa 125 casos más que lo normal (206,000 muertes) en decesos por cáncer.⁸

Dado que estos efectos no poseen umbral de dosis se han estimado factores de riesgo que relacionan coeficientes de probabilidad con el detrimento total. En las tablas N° 2.4 y N° 2.5 se muestran los coeficientes de probabilidad para este tipo de efectos.

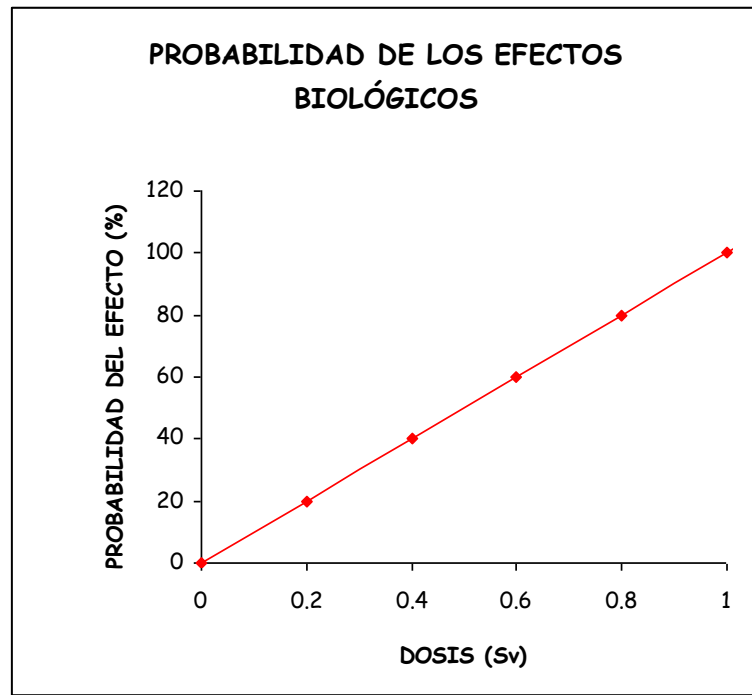


Figura 2.10: Dosis vs. Probabilidad

Los efectos estocásticos se producen sin umbral, es decir que no hay dosis por pequeña que sea que no implique algún riesgo. La probabilidad del efecto aumenta en función de la dosis.

Tabla N° 2.4. Estimación de probabilidades de efectos estocásticos.

Efectos	Población	Período de exposición	Modo de exposición	Probabilidad
Efectos mentales				
Reducción del coeficiente de Inteligencia (CI)	Feto	8ª-15ª semana de gestación	Dosis Alta	30 puntos CI Por Sv.
Retardo mental severo	Feto	8ª-15ª semana de gestación	Dosis Alta	$4 \times 10^{-1} \text{ Sv}^{-1}$
Hereditario				
Efectos hereditarios severos, incluyendo enfermedades multifactoriales	Toda la población	Todas las generaciones	Dosis baja	$1 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$
Cáncer				
Cánceres fatales (total)	Trabajadores	Tiempo de vida	Dosis baja	$4 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$
Cánceres fatales (total)	Población general	Tiempo de vida	Dosis baja	$5 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$
Cánceres fatales (en órganos específicos)	Trabajadores y población	Tiempo de vida	Dosis baja	$5 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$
Piel (fatal)		Tiempo de vida	Dosis baja	$2 \times 10^{-4} \text{ Sv}^{-1}$

b. Efectos determinísticos, agudos o a corto plazo

Los efectos determinísticos tienen tres características. En primer lugar, los efectos se presentan a partir de una dosis mínima (dosis umbral) que para una exposición de cuerpo entero el umbral es de aproximadamente 500 mSv y en un corto período de latencia. En segundo lugar, la severidad o gravedad del efecto aumenta a partir de la dosis umbral. Finalmente, se establece una relación clara entre el agente causante y el efecto (Figura 2.11). Si con una determinada dosis, el 50% de las personas irradiadas mueren después de 60 días, se le define entonces como la dosis LD-50/60. Estos efectos dan lugar a lo que denominamos Síndrome Agudo por Radiación que pueden ser del sistema formador de células sanguíneas (hematopoyético), sistema gastrointestinal y del sistema nervioso central. Quienes llegan a sufrir de estos síndromes agudos generalmente mueren. Previamente hay una serie de síntomas que se manifiestan con náuseas, malestar y fatiga, fiebre y cambios en la sangre, radiodermitis, cataratas, ceguera, esterilidad parcial y total, daños a órganos nobles (intestinos, hígado, bazo, huesos, páncreas, tiroides). La protección para prevenir estos efectos consiste en no exceder los umbrales definidos en cada caso. La tabla N° 2.5 muestra los niveles umbrales para efectos determinísticos en adultos, para dosis agudas.⁸

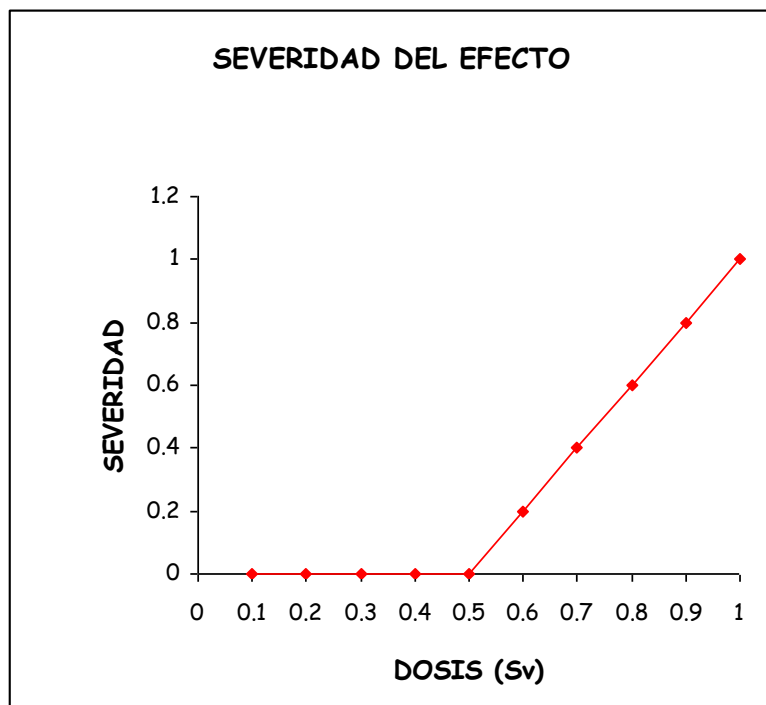


Figura 2.11: Dosis vs. Severidad

El efecto se presenta a partir de la dosis umbral (en este caso, $D_u = 0.5$ Sv) y de allí en adelante se hace más severo según aumenta la dosis (la escala mostrada en el gráfico es arbitraria).

Tabla N° 2.5. Niveles aproximados de dosis para efectos determinísticos en adultos para exposición aguda y crónica.

Órgano Tejido	Efecto	Umbral para dosis Aguda (Gy)	Umbral para Exposición Crónica (Gy/a)
Cuerpo entero	Muerte temprana		
	Síndrome prodromal	1.5	
	(anorexia, náuseas)	0.5	
Médula	Muerte temprana	1.5	
Ósea	Síndrome hematopoyético	0.5	>0.4
Pulmones	Muerte temprana	6.0	
	Neumonitis	3.0 - 5.0	
Piel	Eritema	3.0	
	Descamación seca	5.0	
	Descamación húmeda	15	
	Necrosis	50	
Tiroides	Hipotiroidismo	5.0 – 10	
Cristalino		0.5	>0.5
	Opacidad detectable	2.0 – 10 radiación	>0.15 para rad.
	Deterioro visual (catarata)	escasamente ionizante	Escasamente ionizante.
		1.0 – 20 radiación densamente ionizante	
Testículos	Esterilidad temporal	0.15	>0.4
	Esterilidad permanente	3.15	>2.0
Ovarios	Esterilidad temporal	0.65	>0.2
	Esterilidad permanente	2.5 – 6.0	
Feto	Teratogénesis	0.1 absorbida en el feto	

Efectos en el embrión y el feto

Los efectos de las radiaciones ionizantes en embriones y/o fetos pueden ser:

- Muerte
- Anomalías congénitas (producidas por efecto de la irradiación en útero y no heredadas) que se manifiestan al momento de nacer.
- Anomalías congénitas que no se manifiestan en el momento del nacimiento sino más tarde.

Estos efectos también pueden ser causados por una mutación en los óvulos o espermatozoides que generan el nuevo ser, mutación que se habría producido en los padres (o abuelos) y “transmitidos” al nuevo ser engendrado (efecto genético).

Los efectos en embrión y/o feto, serán críticamente dependientes del tiempo de gestación ya que a medida que transcurre el tiempo, se van desarrollando las distintas estructuras del ser humano.

En ***la etapa de pre-implantación***, dosis del orden de 1 Gy en embriones, antes de la segunda-tercera semana de gestación, suponen un gran número de muertes prenatales pero pocas anomalías graves en los niños que llegan a nacer.

En ***la etapa de organogénesis***, la irradiación de fetos entre 4ª y 11ª semanas de gestación puede producir anomalías graves en muchos órganos, especialmente en el Sistema Nervioso Central y esqueleto.

La irradiación del feto entre las semanas 11 y 16, puede producir retraso mental y microcefalia; y a partir de la semana 20, pueden producirse defectos funcionales. La tabla N° 2.6 presenta un resumen de los riesgos (y sus correspondientes factores de probabilidad) a lo largo del embarazo.

Tabla N° 2.6. Riesgos de la radiación durante el embarazo.

Periodo de gestación	Riesgos más importantes	Factores de riesgos
Inicio de embarazo	Aborto espontáneo	10 Gy ⁻¹
Semana 2	Malformación del feto	0,5 Gy ⁻¹
Semana 8		
Semana 15	Retraso mental	0,4 Gy ⁻¹
Semana 26		
Final del embarazo	Poco riesgo	0,02 Gy ⁻¹
Cáncer por irradiación feto		

Si la irradiación se produce entre la semana ocho y quince, se observan retrasos mentales graves con un factor de riesgo (aumento de probabilidad por unidad de dosis) de $0,4 \text{ Sv}^{-1}$ y con un factor de $0,1 \text{ Sv}^{-1}$ para la semana 15 a la 25.

Los datos experimentales se ajustan a una función que podría tener un umbral cuyo valor no está bien determinado, pero que se estima entre 0,12 y 0,2 Gy.

En las últimas recomendaciones de la International Commission on Radiological Protection (ICRP) publicadas en 1991, se recoge el efecto de la irradiación del feto en términos de aumento de probabilidad de disminución del coeficiente de inteligencia. Si se considera el coeficiente de inteligencia 100 como normal, se observa una disminución de 30 puntos en el valor de dicho coeficiente de inteligencia, por cada Sv durante la semana 8 a la 15 del embarazo. Téngase en cuenta que para miembros del público ya adultos, el aumento de probabilidad de cáncer fatal es de un 5 % por Sievert.

Estos estudios según la ICRP, están pendientes de completar; entre otros aspectos, no ha pasado el suficiente tiempo para contabilizar todos los cánceres tardíos de los irradiados en útero en Japón.

El problema que se plantea es si las bajas dosis a los pacientes que se imparten habitualmente en Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear, pueden afectar a un embrión humano en sus primeras semanas de gestación. Es difícil establecer la relación causa-efecto ya que la incidencia de defectos congénitos en la población es bastante elevada (6-8 %, si se engloban los espontáneos y los inducidos por cualquier otro agente que genere malformaciones congénitas). Además, no puede precisarse su origen ya que prácticamente ningún defecto es específico del agente que lo puede provocar.

Las únicas aproximaciones que pueden ser útiles son las estimaciones de los incrementos de probabilidad de efectos concretos en función de la etapa de la gestación, si se conocen las dosis recibidas por el embrión.

II.6 MAQUINA DE RAYOS X

Para poder generar rayos X en forma convencional, es necesario contar con los siguientes elementos: tubo o ampolla de rayos X, consola de control y generador de alta tensión.

Tubo de Rayos X

Este elemento es el corazón del equipo generador de rayos X (Figura 2.12). Consiste de una ampolla, en cuyo interior pueden identificarse dos electrodos: uno denominado cátodo (a polarizar negativo), dentro o en proximidades de la cual se emplazan uno o más filamentos, y

otro denominado ánodo (a polarizar positivo), que podrá ser fijo o giratorio. Al polarizar los electrodos, se establece entre ellos un campo eléctrico capaz de acelerar los electrones de una nube formada por emisión termoiónica en las proximidades del filamento, cuando por él circula una corriente.

Las partes fundamentales del tubo de rayos X son:

El Cátodo, el ánodo y la ampolla de vacío.²



Figura 2.12 Tubo de rayos X

Ampolla de vacío; la manera para que la producción de rayos X sea eficaz, es que la velocidad de los electrones que viajan del cátodo al ánodo sea la más alta posible y que en su trayectoria no encuentren obstáculos que puedan frenarlos o desviarlos. Esto se consigue con la envoltura de vidrio a la que se le practica el vacío. La ampolla debe soportar altas temperaturas que se producen durante la exposición y mantener el vacío durante la vida útil del tubo. Está compuesta de una **ventana** del mismo material, pero mucho más fino por donde sale el haz útil de radiación.

En los últimos años, estas envolturas se realizan sustituyendo parte o todo el vidrio por metal. La ventaja principal de las envolturas de metal, con respecto a las envolturas de vidrio es que duran un poco más, ya que mantienen el potencial eléctrico constante. Esto no ocurre con las envolturas de vidrio que con el uso, se desprende motas del material anódico las cuales modifican el potencial eléctrico dentro de la ampolla, produciéndose corrientes parásitas y fallos en el funcionamiento del tubo.

La ampolla de vacío, está cubierta por **aceite** que sirve como aislante eléctrico y amortiguador térmico.²

Cátodo; es el polo negativo del tubo y consta de dos partes: el filamento y la copa de enfoque.

- El Filamento, consta de uno o dos hilos conductores enrollados en espiral, fabricados en un material (aleación de tungsteno y cesio) cuya característica fundamental es que sus átomos, al calentarse, desprendan electrones de la última capa. A este fenómeno se denomina efecto termoiónico.

La corriente eléctrica que circula a través del filamento se denomina corriente de filamento.

Se denomina corriente del tubo, a aquella que circula en el tubo, debido al flujo de electrones que llegan al ánodo. Esta corriente viene determinada por la corriente del filamento.

Si le aplicamos una corriente de filamento I_f y un alto voltaje V_i a un tubo de rayos X, se producirá una corriente en el tubo I_i debido a que los electrones viajan del cátodo al ánodo. Si vamos aumentando la diferencia de potencial, la corriente del tubo aumenta hasta una corriente que será llamada corriente de saturación, a partir de la cual, aunque sigamos incrementando el voltaje, dicha corriente no aumenta.

Esto quiere decir que todos los electrones que son arrancados del cátodo, llegan al ánodo y no se produce lo que se llama efecto de la carga espacial. Dicho efecto aparece con kilovoltajes pequeños. En estos casos, lo que ocurre es que, una vez emitidos los electrones por efecto termoiónico, estos se quedan momentáneamente en las proximidades del cátodo antes de experimentar la aceleración hacia el ánodo. Esta nube de electrones es la denominada carga espacial, y si la aceleración del hacia el ánodo es lenta, dicha nube obstaculiza las siguientes emisiones de electrones del cátodo a causa de la repulsión electrostática.²

- Copa de enfoque o focalizador, es una cubierta que rodea a los filamentos y cuya función es mantener los electrones que se arrancan en el cátodo confinados en un haz en dirección del ánodo. Como es sabido, las cargas negativas de los electrones tienden a dispersarse por repulsión y la forma de mantenerlos enfocados es rodearlos de un material cargado negativamente. La eficacia de la copa de enfoque dependerá básicamente de su carga y de su tamaño.

Existen modelos matemáticos que describen las trayectorias de los electrones y predicen la mayor distancia cátodo ánodo, longitud del filamento, dimensión del punto focal, parámetros de la copa de enfoque, máxima corriente disponible para cada voltaje, etc. Estos modelos también demuestran que los filamentos helicoidales tienen limitaciones inherentes en la producción de pequeños puntos focales con tan alta densidad de electrones y kilovoltajes pico bajos como ocurre en mamografía y sugieren el uso de filamentos “planos”.²

Ánodo; es el polo positivo del tubo de rayos X donde chocan los electrones procedentes del cátodo. El área donde interaccionan los electrones se llama blanco y la zona del blanco donde

inciden en cada instante los electrones se denomina punto focal y su proyección sobre el receptor de imagen punto focal eficaz.

Debido a las altas temperaturas que se alcanzan al chocar los electrones en el ánodo, éste tiene que estar construido de materiales con elevado punto de fusión y que posean una gran capacidad térmica para disipar el calor generado. Para ganar capacidad térmica se fabrican ánodos giratorios.

Los tres parámetros básicos que definen un ánodo son: el área de la superficie, diámetro y emisividad de la superficie del blanco. A través de esos parámetros se puede diseñar un ánodo para diferentes aplicaciones (por ejemplo, en radiodiagnóstico: hemodinámica, TAC, mamografía, etc.)

Uno de los factores que afectan a la calidad de imagen es el punto focal, definido por su dimensión y la distribución de la intensidad electrónica. Un buen punto focal es aquel cuya intensidad y distribución sea lo más uniforme posible así como sus bordes y forma. Para que esto se cumpla, es importante el diseño del cátodo y de la copa de enfoque.

Otro de los factores que influyen negativamente, en la calidad de imagen empeorando el contraste, sobre todo en imágenes magnificadas, es la radiación extrafocal, debido a los electrones de rebote que inciden fuera del punto focal.

El espectro de energías de la radiación extrafocal es diferente, dependiendo de la aplicación que se le dé al tubo de rayos X. El uso de un colimador con láminas focalizadas es una de las mejores soluciones.²

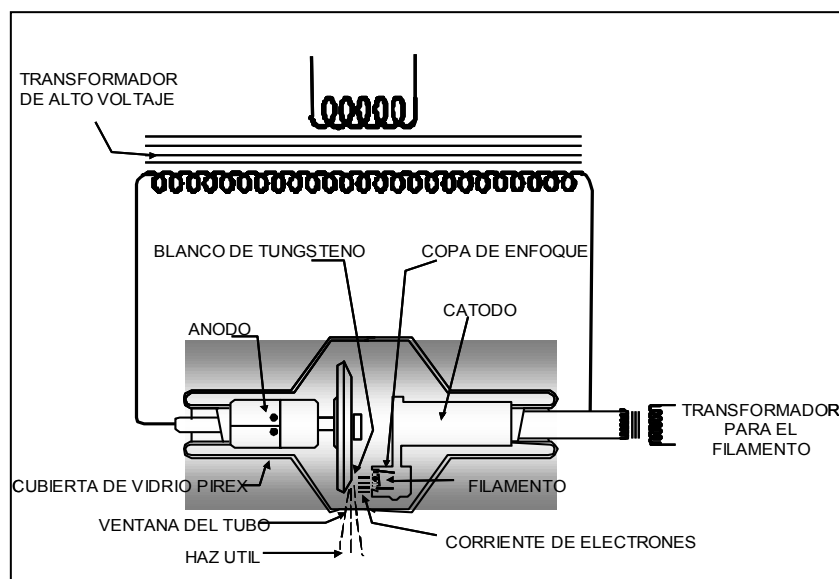


Figura 2.13 Esquema del Tubo de rayos X

La Coraza

Es el recubrimiento de la ampolla de vacío hecho de plomo y sirve para proteger de la excesiva radiación de fuga y de los choques eléctricos.

Una coraza protectora de diseño adecuado reduce el nivel de radiación de fuga a menos de 1mGy/h a un metro de distancia cuando se utiliza en condiciones de operación máximas.²

Consola de Control

Es la parte del equipo de rayos X que contiene los mandos e indicadores desde donde se puede seleccionar el conjunto de parámetros para realizar los estudios radiológicos, así como activar e interrumpir la generación de rayos X.

Muchas consolas modernas se basan en tecnología computarizada. Los controles y medidores son digitales, y la selección de los factores técnicos se realiza en pantallas táctiles. La consola usualmente provee la compensación de línea, kilovoltaje, miliamperaje y tiempo, además cuenta con transformadores y cinco tipos de foto cronómetros.²

Sección de alto voltaje

La sección de alta tensión de una máquina de rayos X es la responsable de convertir el voltaje de 220V que llega de la red eléctrica en un kilovoltaje con la forma de onda apropiada (hay que cambiar la corriente alterna a continua). La sección de alta tensión contiene tres partes principales: transformador elevador de alta tensión, transformador de filamento (cátodo), o transformador de baja tensión y transformador de corriente alterna a continua.

Todos estos componentes están sumergidos en aceite, aunque en la sección de alta tensión se genera algo de calor, el aceite se usa fundamentalmente para fines de aislamiento eléctrico.²

Transformador de alta tensión; es un transformador elevador, lo que quiere decir que el voltaje secundario (inducido) es mayor que el primario (suministro de la compañía eléctrica) ya que el número de espiras del secundario es mayor que el del primario. El aumento de tensión es proporcional a la relación de espiras de acuerdo con la ley del transformador:

$$V_2/V_1 = N_2/N_1 \quad (17)$$

Dado que los transformadores solo funcionan con corriente alterna, las formas de onda de tensión en ambos lados del transformador son sinusoidales. La única diferencia entre las formas de onda primaria y secundaria es su amplitud. La primaria se mide en voltios y la secundaria en kilovoltios.²

Transformador del filamento; es un transformador de baja tensión, se encuentra situado a la entrada del filamento, transforma la tensión de la corriente que circula por el filamento cuya intensidad es de 4 a 5 A. Aunque los transformadores operan con una corriente continua. Los rayos X son producidos mediante la aceleración de electrones desde el cátodo hasta el ánodo y no pueden ser originados por electrones que fluyan en dirección inversa; es decir, desde el ánodo hacia el cátodo, ya que sería desastroso para el tubo de rayos X que se invirtiese el flujo de electrones. Dado que el flujo de electrones solo debe hacerse en dirección cátodo-ánodo, será necesario rectificar la tensión secundaria del transformador de alta tensión. La rectificación es el proceso de convertir la corriente alterna en corriente continua.

La rectificación se consigue mediante dispositivos denominados **diodos**. Inicialmente todos los rectificadores consistían en tubos de vidrio llamados válvulas; actualmente estos han sido sustituidos en casi todas las máquinas de rayos X por rectificadores de estado sólido fabricados con silicio.²

Transformador de corriente alterna a continua; la corriente que atraviesa el tubo de rayos X solo existe durante la primera mitad del ciclo (ánodo-cátodo), durante la fase negativa del ciclo la corriente solo podría fluir desde el ánodo hasta el cátodo, pero no sucede así porque el ánodo no está construido para emitir electrones. La tensión que atraviesa el tubo de rayos X durante la mitad negativa del ciclo se conoce como tensión inversa y es perjudicial para el tubo de rayos X.

La tensión inversa se elimina del tubo de rayos X mediante rectificación. En la rectificación de media onda no se permite que la tensión circule durante la mitad negativa del ciclo. Esto se consigue mediante diodos colocados en la sección de alta tensión. La salida de rayos X desde una unidad con rectificación de semionda es pulsátil; de 50 pulsos de rayos X por segundo.

Las máquinas de rayos X con rectificación de onda completa tienen al menos cuatro diodos en el circuito de alta tensión. En el circuito de rectificación de onda completa, el semiciclo negativo es invertido, de forma que siempre se dirige una tensión positiva a través del tubo de rayos X. El tubo de rayos X de rectificación de semionda solo emite rayos X la mitad del tiempo que está conectado. La salida de rayos X de una máquina con rectificador de onda completa se produce cien veces por segundo en lugar de las 50 de los rectificadores de media onda.²

II.7 FACTORES QUE INFLUYEN EN EL ESPECTRO DE RAYOS X

El espectro de energía de un haz de rayos X describe el número de fotones de Rayos X generados de cada energía sobre el rango total de energía del haz. El espectro del haz de rayos X está determinado por la combinación del material del ánodo, material y espesor del filtro y la selección del kilovoltaje para su procedimiento.

La selección de un espectro óptimo para un procedimiento clínico específico debe tomar en consideración no sólo los requisitos para el contraste sino también producir la penetración necesaria a través de la sección del cuerpo y limitar la dosis de la radiación al paciente. Todo espectro de energía de un haz de rayos X está formado por un espectro continuo como se observa en la Figura 2.14

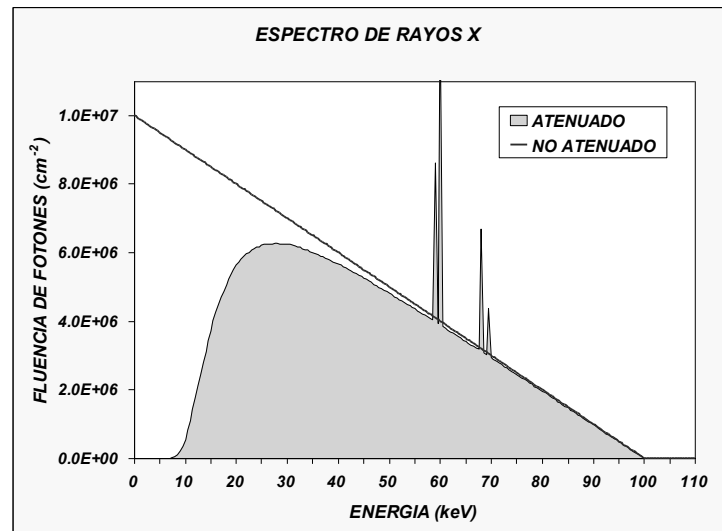


Figura 2.14 Espectro de Energía de Rayos X

En general la forma del espectro de emisión de rayos X es siempre la misma, pero su posición relativa a lo largo del eje de energías puede cambiar. Mientras el espectro se encuentre más hacia la derecha, mas alta será la energía máxima (energía efectiva o la calidad de los rayos X). Mientras mayor sea el área bajo la curva, mayor será la intensidad o la cantidad de los rayos X.⁵

Influencia de la corriente

Al variar el número relativo de rayos X (fluencia de fotones) produce un cambio en el espectro de emisión del haz de rayos X, es decir, al aumentar la corriente (mA) la energía máxima y la

forma general del espectro es la misma, pero la fluencia de fotones se incrementa en la misma proporción que ha sido incrementado la corriente (Figura 2.15).⁵

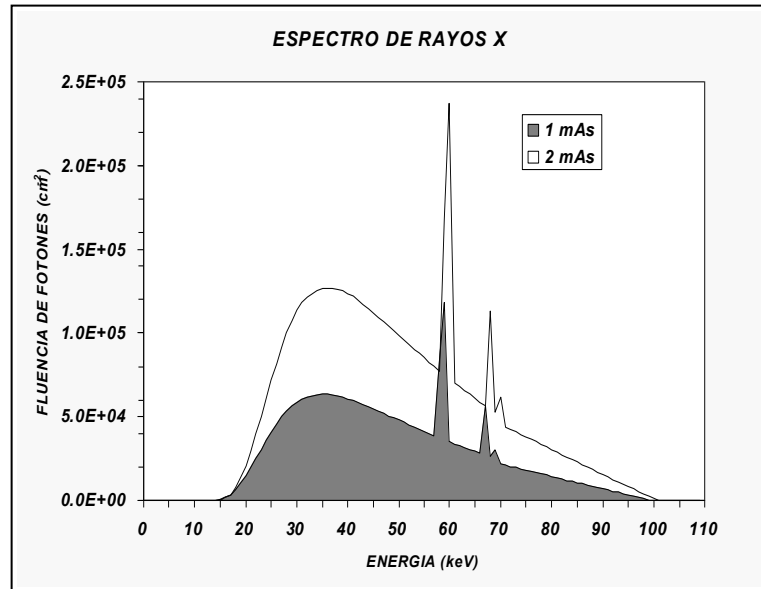


Figura 2.15 Variación del espectro de energía de rayos X con respecto a la corriente mAs.

Influencia del potencial

Al variar la tensión produce un cambio en la energía máxima de los electrones (energía efectiva) y en el número relativo de rayos X (fluencia de fotones). Es decir al aumentar el kVp incrementa el área del espectro y tiende a la derecha, hacia fotones más energéticos (Figura 2.16).⁵

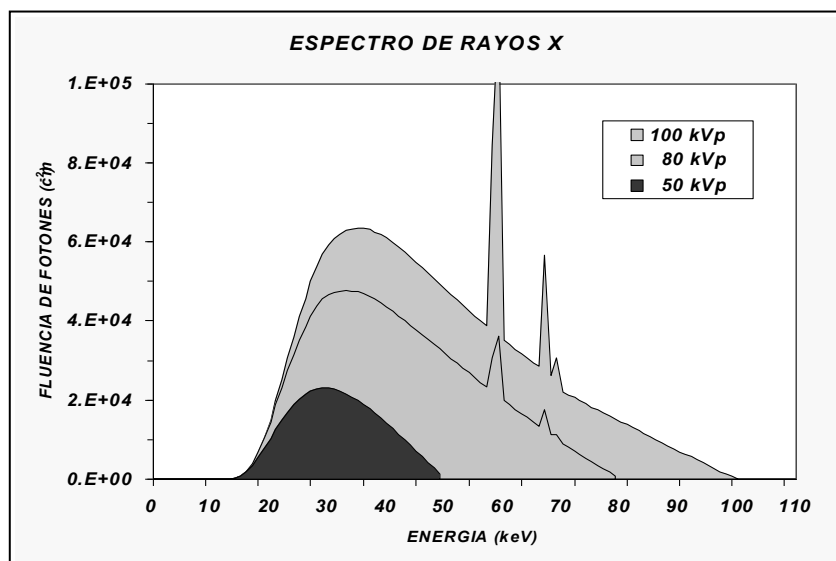


Figura 2.16 Variación del espectro de energía de rayos X con respecto al potencial kVp.

Influencia de la filtración

Al aumentar la filtración a un equipo de Rayos X, tiene una influencia sobre la forma relativa del espectro similar al aumento del kVp. La filtración absorbe con más eficacia los rayos X de baja energía que los de alta energía, de forma que el espectro de emisión de los rayos X experimenta una reducción mayor a la izquierda que a la derecha. (Figura 2.17).⁵

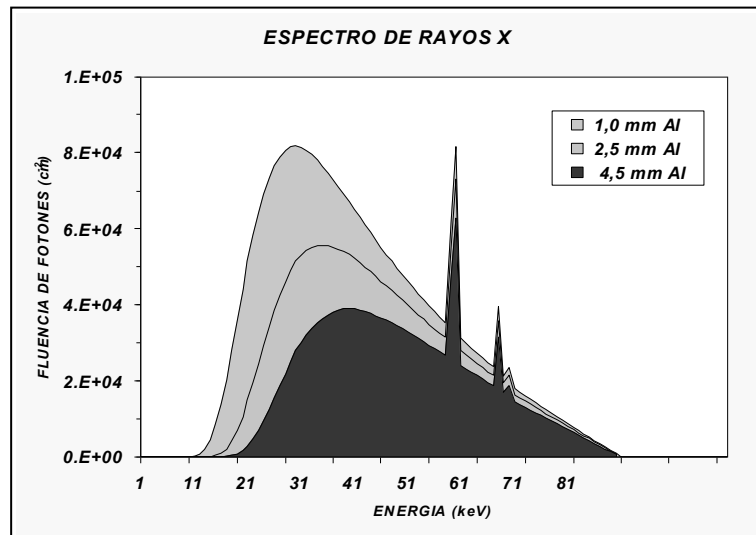


Figura 2.17 Variación del Espectro de Energía de Rayos X con respecto a la influencia de la filtración.

Influencia del material del blanco

Cuando el número atómico del material del blanco aumenta, también lo hace la eficacia de la producción de radiación de frenado, y se incrementa el número de rayos X de alta energía con respecto al de baja energía, el espectro característico se desplaza a la derecha, por efecto de la radiación característica de energías más altas. (Figura 2.18)⁵

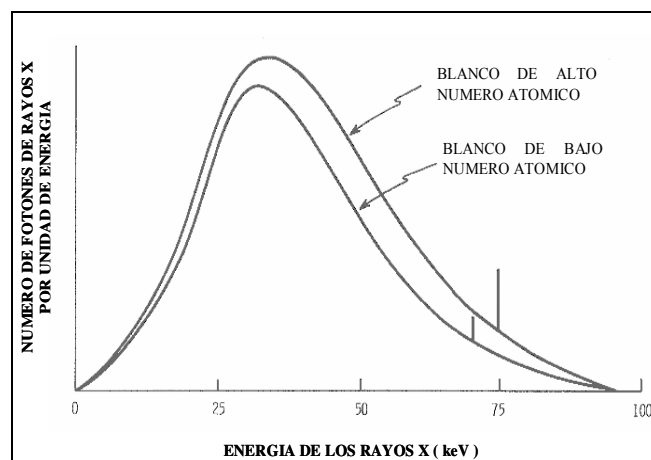


Figura 2.18 Variación del Espectro de Energía de Rayos X con respecto a la influencia del material del blanco.

Influencia de la forma de onda del voltaje

Los equipos trifásicos (tres fases) y de última generación, provocan una modificación importante en el espectro del haz de rayos X, que los equipos monofásicos (una sola fase), incrementándose tanto la fluencia de fotones de dicho haz como su energía efectiva. (Figura 2.19)⁵

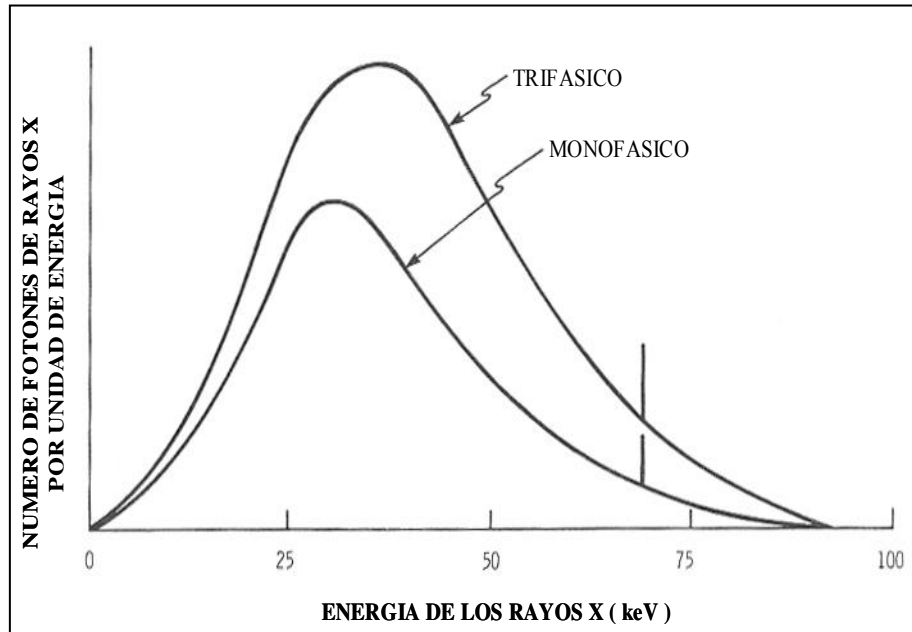


Figura 2.19 Variación del espectro de energía de rayos X con respecto a la forma de onda del voltaje.

Cantidad y calidad de rayos X

El número de fotones producidos en el blanco (haz útil) del tubo de rayos X, que es el haz que forma la imagen radiográfica, es descrito por la **cantidad de rayos X**. Esta cantidad puede definirse también como la intensidad de la radiación, que se mide normalmente en mGy, y está en función de la corriente multiplicada por el tiempo de exposición (mAs), la tensión del tubo (kVp), la distancia y la filtración.⁵

Cuando se incrementa la energía de los rayos X (energía efectiva), se incrementa el poder de penetración. Esta penetrabilidad, o poder de penetración, de un haz de rayos X en la materia es denominada **calidad de rayos X**. La calidad está en función del kVp y la filtración.⁵

Un haz de rayos X con alto poder de penetración (de “alta calidad”), es menos absorbido por la materia que uno de bajo poder de penetración (de “baja calidad”).⁵

II.8 DIAGNÓSTICO CON RAYOS X

El objetivo del diagnóstico con Rayos X es proporcionar información anatómica al médico sobre el interior del paciente. Los Rayos X constituyen una herramienta ideal para sondear, "de manera no invasiva", el interior del cuerpo humano. Sin embargo, durante la formación de la imagen existen procesos de absorción de energía en el paciente. Estos procesos llevan asociado un cierto daño biológico que en algunos casos puede afectar a la salud del paciente. Aunque las dosis asociadas a este tipo de exámenes son relativamente pequeñas, la frecuencia con que éstos se llevan a cabo ocasiona que el impacto social sea considerable. Dado que el propósito de un examen médico es proporcionar un beneficio directo al paciente, los procedimientos de radiodiagnóstico han sido optimizados de tal manera que las dosis sean lo más bajas posibles y al mismo tiempo contengan la información necesaria para dar un diagnóstico adecuado.¹

En términos generales se puede hablar de dos métodos para producir imágenes radiológicas. En los métodos tradicionales (radiografía simple) se emplea un detector plano para formar imágenes mediante una sola proyección. Sin embargo, avances en diversas áreas de la ciencia y la tecnología en las últimas décadas, han permitido desarrollar sistemas de radiología digital con los que es posible obtener imágenes de secciones específicas del cuerpo humano (sistemas tomográficos). La formación de una imagen radiográfica involucra tres etapas: la producción de los rayos X, el transporte de esta radiación a través del paciente y la detección de la radiación transmitida.

Formación de la Imagen Radiográfica

En radiodiagnóstico, un haz de radiación atraviesa una zona de tejido (absorbiéndose más o menos), la radiación transmitida se denomina ***imagen primaria*** y se podrá expresar en función de la fluencia de fotones, fluencia energética o exposición. La imagen primaria no puede ser observada directamente. Para obtener la correspondiente imagen visible, se requiere el uso de algún sistema de imagen (película, pantallas, etc.).

La película radiográfica está compuesta por una emulsión fotográfica sensible tanto a la acción directa de la radiación X como a la luz visible².

La película va contenida en una caja o ***chasis*** de Al o fibra de carbono con las pantallas de refuerzo (wolframio de calcio o compuesto de tierras raras) que transformarán la energía de radiación en energía de luz que es captada por la emulsión fotográfica (película radiográfica) y visualizada tras el correspondiente proceso de revelado.⁹

El uso de pantalla de refuerzo o intensificadoras supone un beneficio para el paciente, ya que reduce la dosis recibida por éste en cada estudio. Sin embargo, debido a que hay una

dispersión adicional, se produce un deterioro en la definición de los bordes. Para apreciar detalles se trabaja con película directa sin chasis ni cartulinas (radiografía dental) o con emulsión y cartulina de refuerzo en una sola cara (mamografía).⁹

El tratamiento o procesado de la película irradiada supone revelado, fijado y secado. La duración total para un sistema automático es del orden de 90 segundos.

Para formar una imagen radiográfica algunos rayos X deben alcanzar la película y algunos deben absorberse. El número de rayos X que se absorben será más elevado en las zonas donde la densidad sea mayor y será de menor cantidad en zonas donde la densidad sea menor. La mayor densidad indica mayor probabilidad de absorción de fotones.

La película radiográfica es capaz de mostrar muchos tonos de gris, lo que proporciona mucha información sobre la estructura de los objetos que se están estudiando. Una buena radiografía aprovecha los distintos tonos de gris, no es ni demasiado clara (blanda) ni demasiado oscura (quemada)²

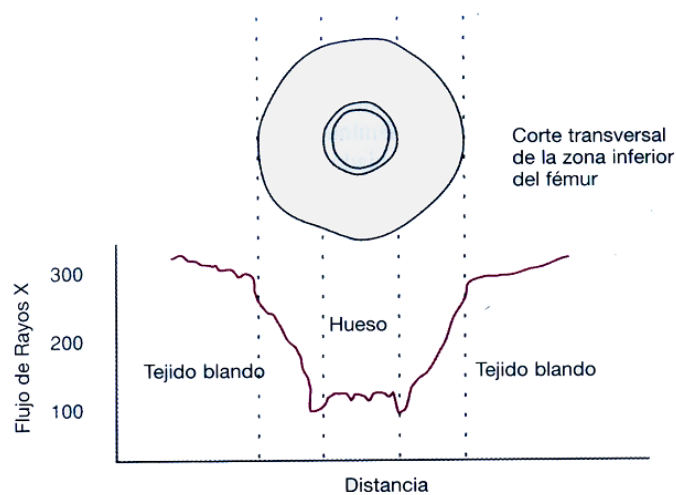


Figura 2.20 Formación de la imagen



Figura 2.21 Imágenes Radiográficas (radiografía de tórax y mano)

II.9 RADIOLOGÍA DENTAL INTRA ORAL

El radiodiagnóstico dental constituye una prueba complementaria de especial interés para el diagnóstico en las patologías que se presentan en las estructuras internas del diente, así como a nivel de sus raíces y el hueso que las rodean.

El generador de rayos X de estos equipos son de pequeña potencia (entre 50 a 70kVp y 8 a 10 mA.) presentan una filtración equivalente entre 1,5 a 2,5 mm. de aluminio con el objetivo de eliminar las radiaciones de baja energía antes de ser absorbidos por el paciente. La colimación del haz de rayos X consiste en un diafragma de plomo que asegura realizar exposiciones a una distancia mínima foco-piel de 20 cm.¹⁰



Figura 2.22 Equipos de Radiología Dental Intraoral



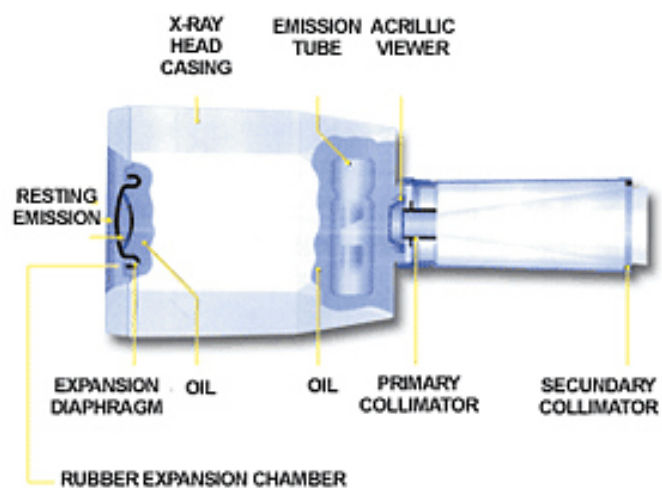


Figura 2.23 Esquema del cabezal de rayos X en Radiología Dental Intraoral



Figura 2. 24 Temporizador de equipo de Radiología Dental Intraoral (izquierda), radiografía dental (derecha)

Requisitos técnicos de los equipos de Radiología Dental

(Según anexo I de la norma IR.011.96) ¹⁰

1. El Kilovoltaje no debe ser menor que 50 kVp, prefiriéndose equipos con valores entre 65 - 90 KVp.
2. La filtración mínima total del tubo debe ser de 1,5 mm. de aluminio (Al) para equipos que tienen hasta 70 kVp, y de 2,5 mm. de Al. para equipos con más de 70 kVp. Esta filtración ayuda a reducir la radiación de baja energía que solo llega a la piel del paciente y que no contribuyen en la obtención de la imagen.
3. El cabezal del tubo debe poseer un blindaje adecuado para reducir la radiación de fuga a menos de 1 mSv/h a 1 metro del tubo de rayos X.
4. Se debe usar un cono-espaciador o cilindro para definir el campo en la radiografía dental corriente (utilizando películas intraorales), que asegure una distancia mínima foco-piel de 20 cm. para aparatos que funcionan a más de 60 kV y de 10 cm. para aparatos que funcionan a 60 kV o menos. Este tipo de colimador disminuye la radiación dispersa a otros órganos y tejidos del paciente, así como en el operador.
5. Se deben utilizar preferentemente los cilindros metálicos abiertos en los extremos o conos divergentes en vez de los conos convergentes (vértice sobre la piel), y el diámetro del campo en el extremo del cono no debe exceder 6 cm. y en ningún caso debe ser mayor de 7,5 cm.
6. Debe haber en el comando la indicación del tiempo de exposición, corriente y tensión aplicada al tubo de rayos X. En el caso de que la tensión y corriente sean constantes, estos valores deben estar impresos claramente en el aparato de rayos X.
7. Para Radiografía Dental Convencional, el límite máximo del cronómetro (timer) que mide la exposición no debe exceder 5 segundos. Es imperativo que el cronómetro pueda reproducir fielmente los tiempos cortos de exposición que se necesitan para películas hipersensibles. El disparador debe ser de rearme y solamente debe funcionar cuando se le mantiene presionado.
8. El equipo de rayos X debe ser mantenido en condiciones adecuadas de funcionamiento y ser sometido a verificaciones de desempeño regularmente, dentro de un programa de control de calidad.

II.10 ASPECTOS GENERALES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

La protección radiológica tiene por finalidad aplicar conocimientos para conseguir que el uso de las radiaciones ionizantes se lleve a cabo de tal manera que se pueda evitar la producción de efectos biológicos deterministas y se limite la probabilidad de incidencia de efectos biológicos estocásticos en los individuos, sus descendientes y en la humanidad en conjunto.

El organismo internacional encargado de sugerir la filosofía general de protección radiológica es la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP).

Principios Básicos de Protección Radiológica

En general, para conseguir los objetivos de protección radiológica bastaría con atenerse estrictamente a tres criterios básicos:

- a) No debe adoptarse ninguna práctica con radiaciones ionizantes que no conlleve un beneficio neto positivo para el individuo o la especie humana como conjunto.
- b) Todas las exposiciones a la radiación deben mantenerse tan bajas como sea razonablemente posible conseguir, teniendo en cuenta factores económicos y sociales, principio conocido como concepto ALARA (As Low As Reasonably Achievable).
- c) La dosis equivalente recibida por los individuos no debe exceder los límites establecidos para cada circunstancia.

De acuerdo con lo dicho antes, el sistema de limitación de dosis se basa en tres principios que son, *la justificación, la optimización y la limitación* de la dosis individual. Justificar toda actividad con radiaciones ionizantes, optimizar todas las exposiciones a la radiación y limitar las dosis individuales de radiación.⁵

Protección contra exposición externa

Los riesgos de irradiación a que están sometidos en radiodiagnóstico los trabajadores, pacientes y público en general, se reducen aplicando las siguientes medidas generales de protección radiológica:

- *Distancia:* aumentando la distancia entre el operador y la fuente de radiaciones ionizantes, la exposición disminuye en la misma proporción en que aumenta el cuadrado de la distancia. En muchos casos bastará con alejarse suficientemente de la fuente de radiación para que las condiciones de trabajo sean aceptables.

A mayor distancia, menor exposición:

$$\frac{D_1}{D_2} = \left(\frac{L_2}{L_1} \right)^2 \quad (18)$$

Donde: D_1 y D_2 son las dosis que se miden a distancias L_1 y L_2 de la fuente de radiación.

- *Tiempo:* disminuyendo el tiempo de operación todo lo posible, se reducirán las dosis. Es importante que las personas que vayan a realizar operaciones con fuentes de radiación estén bien adiestradas, con objeto de invertir el menor tiempo posible en ellas.

$$D = d \times t \quad (19)$$

Donde: D es la dosis total recibida, d es la dosis por unidad de tiempo y t es el tiempo de exposición.

- *Blindaje:* en los casos en que los dos factores anteriores no sean suficientes, será necesario interponer un espesor de material absorbente, blindaje, entre el operador y la fuente de radiación. Según sea la energía y tipo de la radiación, será conveniente utilizar distintos materiales y espesores de blindaje.

$$N_e = N_o e^{-\mu x} \quad (20)$$

Donde N_e y N_o son el número de fotones emergentes e incidentes respectivamente, μ es el coeficiente de atenuación y x es el espesor del material del blindaje.

Limitación de la dosis

La limitación de la dosis es el requisito que se establece para asegurar una protección adecuada, incluso para las personas más expuestas. Los límites que se establecen representan los valores inferiores de la dosis efectiva y de la dosis equivalente que no deben ser sobrepasados en las circunstancias en las que las personas se ven implicadas.

El sistema de limitación de dosis tiene en cuenta tanto los efectos estocásticos como los no estocásticos o deterministas. Además, se establecen límites tanto para el profesionalmente expuesto como para los miembros del público en general. Estos límites no tienen en cuenta las dosis resultantes del fondo radiactivo natural ni las debidas a exposiciones médicas. ⁵

Dosis máximas permisibles (según D.S. #009-97-EM) ⁵

La dosis de los *Trabajadores Ocupacionalmente Expuestos* debe limitarse de modo que no excedan:

- 20 mSv de dosis efectiva en un año, como promedio en 5 años consecutivos
- 50 mSv de dosis efectiva en un año, siempre que no sobrepase los 100 mSv en 5 años consecutivos
- 150 mSv de dosis equivalente en un año en el cristalino
- 500 mSv de dosis equivalente en un año en la piel y extremidades

La exposición al *público* como consecuencia de las prácticas no debe exceder de:

- Una dosis efectiva de 1 mSv por año
- Una dosis equivalente en cristalino de 15 mSv por año
- Una dosis equivalente a la piel de 50 mSv por año

Para dosis al *feto* mayores de 0,1 Gy en menos de dos días, se considerará, los posibles efectos determinísticos para justificar y optimizar los niveles de acción.

II.11 ASPECTOS GENERALES DE CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

La aplicación médica de la radiación ionizante tiene gran responsabilidad en la contribución de la exposición de la población. Sin embargo, existen normas de protección radiológica que han sido orientadas principalmente hacia las exposiciones ocupacionales. ¹¹

El control de calidad en radiodiagnóstico, constituye uno de los aspectos básicos para asegurar la optimización de la exposición a la radiación de los pacientes, asegurando el correcto desempeño del equipo y de los sistemas de imagen con una mejoría en la calidad radiológica y con el menor costo posible.

Organismos internacionales como la Comisión Internacional de Protección Radiológica, la Organización Mundial de la Salud, la Organización Panamericana de la salud y el organismo internacional de energía atómica, entre otros, aúnan esfuerzos para proponer protocolos de control de calidad para cada uno de los campos de aplicación de la radiología. ¹¹

Todas las instalaciones radiológicas deberán establecer programas de garantía de calidad cuya estructura y alcance estén determinados por las necesidades y complejidades de cada instalación.

En nuestro país, el Instituto Peruano de Energía Nuclear (IPEN) establece que los controles de calidad de los equipos de radiodiagnóstico médico deben ser efectuados periódicamente con los protocolos establecidos, y por las instituciones acreditadas por el mismo. Utilizando los equipos necesarios para la realización de las pruebas, los cuales deben encontrarse debidamente calibrados.

El objetivo de los controles periódicos es verificar que el sistema se mantenga dentro de las tolerancias establecidas (descubriendo defectos que puedan influir en la calidad de imagen y/o en la dosis al paciente) y, si hay desviaciones adoptar medidas correctivas.

Factores y dispositivos que afectan la calidad de imagen y la dosis al paciente

Existen factores y dispositivos que influyen en las características del haz de rayos X, cuando estos son generados y son emitidos hacia el organismo, interactúan con éste formando así la imagen. En este proceso, existen variables que afectan este mecanismo y que deben ser consideradas adecuadamente. Entre los principales se tiene:

- **La Tensión aplicada al tubo (Kilovoltaje)**

Al obtener imágenes radiológicas, los valores de kVp (kilovoltaje aplicado al tubo) y de mAs (intensidad de corriente prefijada en el intervalo de tiempo de exposición) son dos de los parámetros que condicionan la densidad óptica de la imagen. El kilovoltaje controla esencialmente la penetración y el contraste, de modo que reducciones del kilovoltaje mejoraran el contraste, sin perder de vista que también disminuye la penetración del haz. En general, trabajar con valores bajos de kVp va a implicar mejoras de contraste y disminuciones de la radiación dispersa (se disminuyen las interacciones Compton en beneficio del efecto fotoeléctrico) aunque, si se desea obtener una densidad óptica aceptable, hay que aumentar drásticamente los mAs. Ambas modificaciones (disminución de la tensión y aumento de los mAs) dan lugar a aumentos de dosis para el paciente, puesto que se absorberá en él más radiación dispersa y el haz es más intenso.

Sin embargo, un aumento significativo del kilovoltaje, provocaría poca absorción de los fotones incidentes, causando que gran porcentaje de estos atravesaran al paciente para formar la imagen, produciendo mayor dispersión y por ende reducción en el contraste de la imagen.

Es preferible, en general, incrementar el kV antes que aumentar el mAs por razones de protección del paciente. En todo caso debe buscarse una técnica adecuada que permita obtener una imagen aceptable con una dosis aceptable para el paciente. Este factor es controlable por el operador, puesto que es él quien prefijará su valor en el comando.

- Tamaño de campo

La cantidad de radiación dispersa producida en el paciente se disminuye *si se restringe el campo de radiación al área de interés*. Esto se consigue utilizando los sistemas de delimitación del haz o “limitadores de campo”. Por ésta y otras razones (relacionadas con la protección radiológica del paciente y del personal), los equipos de radiodiagnóstico están provistos de dichos sistemas.

Hay sistemas “limitadores de campo” de varios tipos: de *apertura fija* (diafragmas, conos y cilindros). Los conos dan una penumbra importante en comparación con los cilindros. Los diafragmas se emplean con frecuencia en estudios radiológicos del cráneo y de *apertura variable* (colimadores). Es importante que estén próximos al foco y que posean varios “niveles” de láminas, para minimizar las penumbras. Cada “nivel” colimador consta de dos pares de láminas de Pb planas y perpendiculares entre sí. El sistema consta también de una lámpara que, colocada lateralmente, emite luz sobre un espejo inclinado que la refleja en la dirección adecuada. Como es obvio, es importante que el haz de luz esté perfectamente alineado con el haz de radiación ya que, en caso contrario, se producirían problemas con el área irradiada.

- Filtración

Los fotones de energías muy bajas no contribuyen en absoluto a la formación de la imagen, puesto que un pequeño espesor de tejido blando basta para absorberlos por completo. Por ello y para evitar depósitos excesivos e innecesarios de dosis en capas superficiales del paciente, se suelen eliminar estos fotones de baja energía del espectro de rayos X mediante filtros.

Un filtro es un material colocado en la trayectoria de la radiación para absorber, preferentemente, los fotones de baja energía que tiene un pequeño poder de penetración en los tejidos. Se llama filtración al proceso por el cual se consigue el mencionado objetivo. Hay dos tipos de filtración: inherente y añadida.

Se denomina *filtración inherente* a la que es propia del tubo, consta de la envoltura de vidrio, el aceite que lo rodea y la “ventana” de salida de radiación en la coraza. Tal filtración actúa de modo permanente sobre el haz de radiación.

Se denomina *filtración añadida* al efecto causado por la colocación de cualquier otro material absorbente a la salida del haz, antes de que incida sobre el paciente. El tipo y espesor de material empleado para tal fin depende del valor de kilovoltaje al que esté operando el tubo.

En el rango de tensiones utilizado habitualmente en radiodiagnóstico, el material empleado suele ser aluminio, solo o acompañado de espesores adicionales de cobre cuando se trabaja por encima de 150 kV_p.

Se denomina ***filtración total*** del haz a la suma de la filtración inherente y la añadida. Se suele expresar en equivalentes mm. de Al, pese a que la filtración inherente sea producida por otros materiales. El efecto neto de la filtración se concreta en un aumento de la energía media del haz y, por otra parte, una pérdida de intensidad global de radiación. El endurecimiento del haz da lugar a disminuciones apreciables en la dosis en piel del paciente (hasta un 80%) y a mejoras en el contraste de las imágenes radiográficas. Sin embargo, debido a que al filtrar se atenúa también (aunque en menor proporción) la zona de altas energías del espectro, si se filtra el haz en exceso puede producirse con ello una pérdida de intensidad global de radiación que obligue a utilizar valores muy altos de mAs para obtener imágenes con la calidad apropiada. La salida del tubo posee una filtración básica equivalente a 0,5-1 mm de aluminio, cumpliendo normas de seguridad. En determinadas técnicas se suelen utilizar filtros adicionales. Existen recomendaciones para trabajar con una filtración total mínima en función del kilovoltaje utilizado: 1,5 mm. de Al para valores entre 50 y 70 kVp, 2,5 mm de Al para valores superiores a 70 kVp.

Radiación dispersa

Se denomina radiación directa al haz de rayos X tal como sale del tubo. En su utilización habitual, al interaccionar con el paciente, una parte del haz directo es absorbido, otra lo atraviesa (haz primario transmitido) y otra es dispersada en direcciones múltiples. Una fracción apreciable de los fotones dispersados atraviesa el espesor total del paciente (haz disperso transmitido). La radiación total que llega a la película es la suma del haz primario y el haz disperso transmitidos.

La radiación dispersa produce efectos indeseables sobre la imagen, ya que disminuye el contraste y contribuye a aumentar el ruido de fondo, además de disminuir la resolución por efectos de penumbra asociados con la geometría del haz.

Los factores que contribuyen al aumentar la proporción de radiación dispersa que llega a la película son el espesor del paciente, el tamaño del campo y el kilovoltaje. En los tres casos la radiación dispersa aumenta cuando lo hacen dichos parámetros. Cualquier objeto interpuesto en la trayectoria del haz constituye una fuente potencial de radiación dispersa siendo el paciente la fuente principal en diagnóstico por imagen. El resto de las fuentes la comprende la coraza, los colimadores, la mesa, el chasis y el suelo de la sala.

Para reducir la contribución de la radiación dispersa a la imagen final se han desarrollado diversas técnicas. Las más importantes son las siguientes: reducción del kVp hasta límites prácticos, compresión de tejidos, separación entre el objeto y la película, limitación del campo de radiación (colimación), rejillas antidifusoras, y método de la hendidura.

Parámetros esenciales evaluados en el control de calidad

- La Tensión aplicada al tubo (kV), para asegurar su exactitud y reproducibilidad con respecto a los valores nominales indicados en la consola de control.
- La Intensidad de salida de radiación (rendimiento del tubo) a una distancia determinada, medida en μGy por mAs aplicado. Así como la repetibilidad y linealidad de la exposición.
- El tiempo de exposición, para asegurar su exactitud y reproducibilidad con respecto a los valores nominales indicados en la consola de control o temporizadores (cronómetros de exposición).
- La filtración total del tubo, medición de la capa hemirreductora (HVL) para cerciorar el cumplimiento con lo establecido por el protocolo.
- La coincidencia del campo de haz iluminado y el campo de haz irradiado.
- Dosis impartida, medición de dosis recibida por el paciente en cada una de las técnicas radiográficas realizadas.
- Radiación de fuga, medición de la radiación que atraviesa la coraza del tubo de rayos X, fuera del haz directo.

Niveles orientativos de dosis para el paciente

Como se ha indicado, el sistema de protección se aplica a todas las exposiciones de personas, sin embargo se han hecho excepciones de las exposiciones médicas en pacientes. Dado que las exposiciones están justificadas en relación a un beneficio directo al mismo, no es factible establecer límites de dosis para el paciente. Sin embargo, con el propósito de guiar las exposiciones de pacientes, se recomienda utilizar niveles orientativos para el radiodiagnóstico, aplicado a los exámenes que se realizan más comúnmente.

En la tabla N° 2.7 se presentan los niveles orientativos para algunos exámenes comunes de radiodiagnóstico, y que han sido publicados en los estándares de seguridad del OIEA: International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources en 1994. Cabe mencionar que esta norma fue elaborada de manera conjunta con diversos organismos internacionales entre los que se cuentan la OMS, OPS, OIT, etc.⁵

Tabla N° 2.7 Niveles orientativos de dosis aplicables en radiología diagnóstica a un paciente adulto medio ⁵

Examen	Dosis de entrada en la Superficie por radiografía [mGy]	
Columna vertebral lumbar	AP	10
	LAT	30
	ASL	40
Abdomen, urografía y colecistografía intravenosa	AP	10
Pelvis	AP	10
Articulación de la cadera	AP	10
Tórax	PA	0.4
	LAT	1.5
Columna vertebral torácica	AP	7
	LAT	20
Dental	Periapical	7
	AP	5
Cráneo	PA	5
	LAT	3

III. MATERIAL Y METODO

III.1 PRUEBAS REALIZADAS EN EL CONTROL DE CALIDAD EN RADIOLOGÍA DENTAL INTRAORAL

Se realizó la evaluación de Control de Calidad de un total de 361 equipos de Radiología Dental Intraoral, estas evaluaciones se realizaron en el periodo 2005 – 2008 por la empresa de control de calidad en radiodiagnóstico médico QC DOSE S.A.C. Se aplicaron las pruebas de control de calidad calificadas como esenciales según los protocolos ARCAL XLIX y Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Tabla N° 3.1)

Tabla N° 3.1 Pruebas esenciales para el Control de calidad en Radiología dental intraoral ^{11 12}

Parámetros	Tolerancias
Parámetros Geométricos	
Mínima distancia foco piel	≥ 20 cm. para $T_p > 60$ kV ≥ 18 cm. para $T_p \leq 60$ kV
Diámetro del campo	≥ 4 y ≤ 6 cm.
Calidad del haz	
Exactitud de la tensión	$\leq \pm 10\%$
Reproducibilidad de la tensión	$\leq \pm 10\%$
Filtración (Capa hemirreductora)	1.5 mm. Al. para $50 \leq T_p \leq 70$ kV 2.5 mm. Al. Para $T_p > 70$ kV
Tiempo de exposición	
Exactitud	$\leq \pm 10\%$
Repetibilidad	$\leq \pm 10\%$
Exposición	
Repetibilidad	$\leq \pm 10\%$
Rendimiento	10 - 25 μ Gy/mAs al m.entre 50 y 70 kV
Linealidad (variación del rendimiento con el tiempo de exposición)	$\leq \pm 20\%$
Dosis en el paciente	
Dosis entrada en superficie de la piel	7mGy

III.2 CARACTERÍSTICAS DE LOS EQUIPOS EVALUADOS

Los equipos de Radiología Dental Intraoral evaluados presentaron marcas y modelos diversos.

Valores nominales de tensión del tubo entre 50 – 70 kVp, miliamperaje entre 8 – 10 mA., Rectificación de onda de tipo monofásica, modalidad manual de operación es decir con selectores de tiempo de exposición.

III.3 INSTRUMENTOS UTILIZADOS PARA LA MEDICIÓN DE PARÁMETROS

- Evaluador multiparámetros de rayos X, para medición en las modalidades de radiología general, dental y fluoroscopia con detector externo de estado sólido, Marca: UNFORS, Modelo: UNFORS Xi (R/F & Mammo).
- Evaluador de haces de rayos X, Marca: Victoreen, Modelo: 4000M+, con cámara de ionización interna de placas paralelas.

Los instrumentos utilizados en la medición se ubicaron a 21 cm. del punto focal del tubo de rayos X. La dosis fue calculada a la distancia señalada por el operador.



Figura 3.1 Unfors Xi

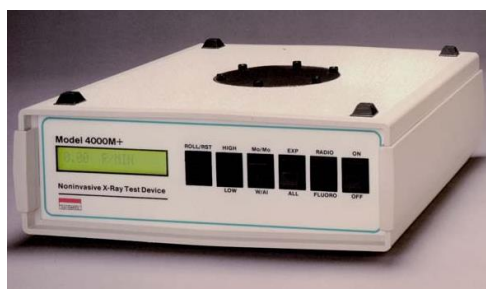


Figura 3.2 Victoreen 4000M+

- Otros elementos utilizados:

1. Filtros de aluminio de 99% de pureza de 0.3, 1 y 2.3 mm. de espesor para la determinación de la capa hemirreductora (HVL).
2. Cinta métrica.

III.4 CÁLCULO DE LOS PARÁMETROS DE CONTROL DE CALIDAD

- **Exactitud:** es la proximidad de concordancia que existe entre el valor nominal o valor indicado en el equipo y el valor medido.

Se calcula como el desvío máximo:

$$Desv.(%) = \left(\frac{L_{med} - L_{nom}}{L_{nom}} \right) \times 100 \quad (21)$$

Donde: L_{nom} es el valor nominal y L_{med} el valor medido más discrepante.

- **Repetibilidad:** indica el grado de igualdad entre resultados obtenidos utilizando el mismo método, con el mismo instrumento de medición y con el mismo operador.

$$Desv.(%) = \left[\frac{L_{Max} - L_{min}}{\left(\frac{L_{Max} + L_{min}}{2} \right)} \right] \times 100 \quad (22)$$

Donde: $L_{máx}$ y L_{min} son los valores medidos máximo y mínimo más discrepantes respectivamente.

- **Rendimiento del tubo:** Indica la intensidad de salida de radiación medida en μGy por mAs aplicado.

$$R = \frac{X(\mu\text{Gy})}{Q(\text{mAs})} \quad (23)$$

Donde: X es el kerma en aire o exposición, medido en μGy y Q es el mAs aplicado.

- **Linealidad:** Indica el grado de proporción que existe entre los rendimientos evaluados para distintos tiempos de exposición.

$$L(\%) = \left(\frac{R_1 - R_2}{R_1 + R_2} \right) \times 100 \quad (24)$$

Donde: R_1 y R_2 son los valores de rendimiento calculados para tiempos t_1 y t_2 .

- **HVL:** medición de la capa hemirreductora.

$$HVL = \left[\frac{F_1 \ln\left(\frac{2L_2}{L_0}\right) - F_2 \ln\left(\frac{2L_1}{L_0}\right)}{\ln\left(\frac{L_2}{L_1}\right)} \right] \quad (25)$$

Donde: F_1 y F_2 son los espesores de filtros utilizados, L_1 y L_2 son las lecturas medidas respectivamente y L_0 es la lectura sin filtro de prueba.

- **Dosis de entrada en la piel del paciente:** estimación de la dosis de entrada en superficie de la piel del paciente, midiendo el kerma en aire, ubicando el detector en la posición correspondiente a los exámenes más frecuentes.

$$D_s = K_{aire} \times F_{TP} \times F_q \times BSF \quad (26)$$

Donde: K_{aire} es la lectura obtenida de kerma en aire, F_{TP} es el factor de corrección de presión y temperatura, F_q es el factor de corrección por la calidad de la radiación, BSF es el factor de retrodispersión en el agua o tejido equivalente para la geometría y la calidad de radiación correspondiente. Se ha considerado para radiografía oral $BSF=1.2$.

La corrección de presión y temperatura fue obtenida por:

$$F_{TP} = (P_0/P) \times ((273.15 + T)/(273.15 + T_0)) \quad (27)$$

Donde: P_0 y T_0 son la presión y temperatura de referencia a la que fue calibrado el detector en el laboratorio patrón secundario; P y T son la presión y temperatura del aire del local donde se midió el kerma en aire.

IV. RESULTADOS

Los resultados del Control de Calidad de un total de 361 equipos de Radiología Dental Intraoral, de acuerdo a las características descritas anteriormente, fueron los siguientes.

Según las pruebas realizadas, se determinó que 217 equipos que representan el 60% del total pasaron satisfactoriamente el control de calidad. Por el contrario 144 equipos que representan el 40% restante, desaprobó alguna de las pruebas. Los cuales se muestran en el Gráfico N° 4.1.

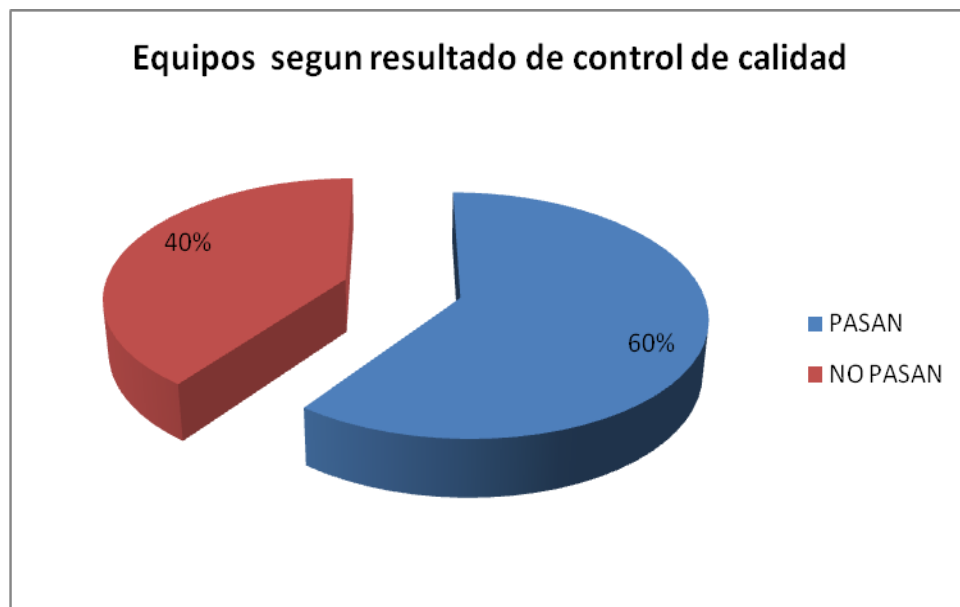


Gráfico N° 4.1. Resultados del Control de Calidad de los Equipos de Radiología Dental Intraoral

De los equipos que no pasaron el control de calidad (40%), se realizó una clasificación en función de las pruebas que motivaron su desaprobación. (Gráfico N° 4.2)

Tensión del tubo

Solo el 0.7% desaprobó la repetibilidad del kilovoltaje, siendo 25.7 % los que desaprobaron la exactitud del kilovoltaje.

Tiempo de exposición

La prueba de mayor porcentaje de desaprobación ha sido la exactitud del tiempo de exposición constituyendo un 61.1%, y la repetibilidad del tiempo de exposición un 12.5%.

Rendimiento del tubo

El porcentaje de equipos que desaprobaron el rendimiento ha sido de 36.1%, la repetibilidad de exposición 13.2% y la linealidad 4.2%.

Filtración Total

El porcentaje de equipos que presentan un HVL menor a 1.5 mm. es el 30.6%.

Dosis entrada en superficie

Las dosis evaluadas mayores a 7mGy constituyen un 9%.

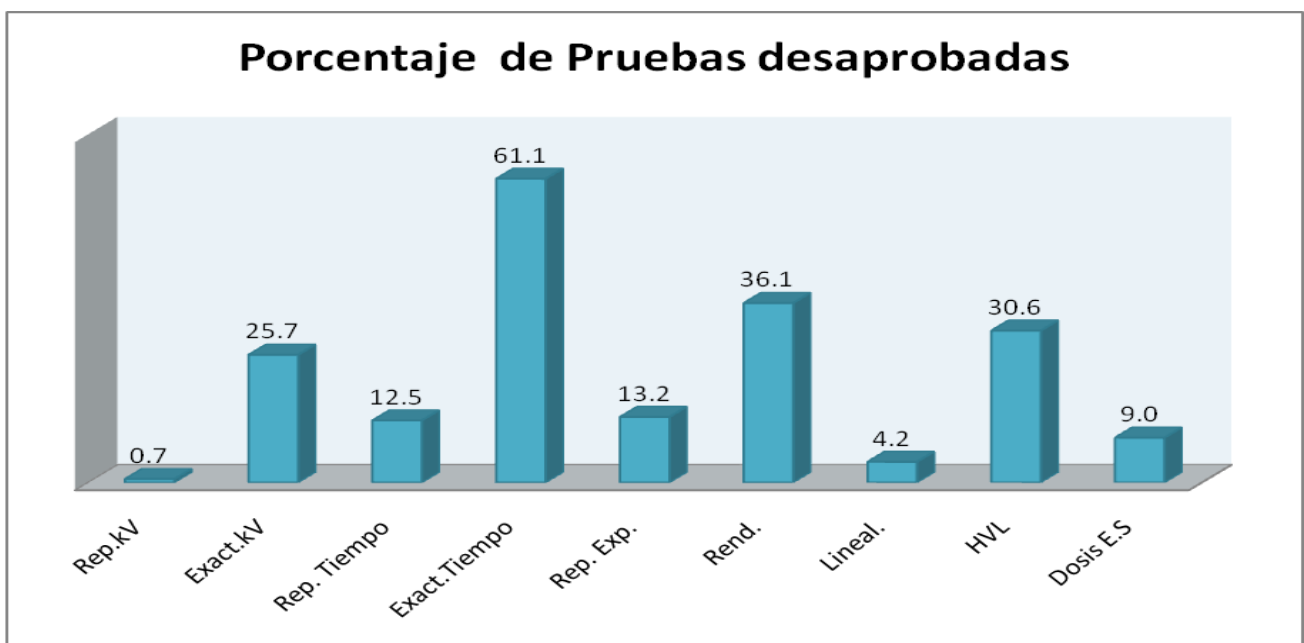


Gráfico N° 4.2. Porcentaje de pruebas desaprobadas

V. DISCUSIÓN

Los valores obtenidos de la evaluación de Control de Calidad de un total de 361 equipos de Radiología Dental Intraoral en el periodo 2005 – 2008 por la empresa de control de calidad en radiodiagnóstico médico QC DOSE S.A.C., muestran que solo 217 (60%) equipos de Radiología Dental Intraoral evaluados en el país, aprobaron el control de calidad. Siendo este porcentaje cercano al de los equipos que no pasaron el control de calidad.

La desaprobación del Control de Calidad de los restantes 144 equipos (40%) se debe notablemente a la antigüedad de los mismos así como también a su falta de mantenimiento preventivo.

En la exactitud del tiempo de exposición, la desviación de los valores obtenidos con los establecidos es causada principalmente por el desperfecto del sistema de control de tiempo (temporizadores que incluyen en los valores nominales indicados el tiempo para la calefacción del filamento del tubo, temporizadores de tipo manual que tienden a desajustarse con el tiempo).

La desviación en la repetibilidad del tiempo de exposición, está relacionada con la falta de estabilizadores de voltaje, ya que la tensión del suministro de energía no es constante; esta desviación se ve reflejada también en la repetibilidad de la exposición.

Los valores de rendimiento menores a 10 $\mu\text{Gy/mAs}$ encontrados, son causados principalmente por la antigüedad de los equipos, los cuales presentan una filtración inherente muy alta debido a la acumulación de partículas metálicas en la ventana del tubo emisor de rayos X producida por la caída de partículas metálicas como consecuencia del desgaste del ánodo, a esto se le conoce comúnmente como “metalización del tubo”.

La mayoría de equipos con un HVL menor de 1.5 mm de Al. indican una baja filtración total del equipo de Rayos X, y como consecuencia, una mayor emisión de rayos X de menor energía, produciendo valores altos de dosis en la piel del paciente y una disminución en el contraste de las imágenes radiográficas.

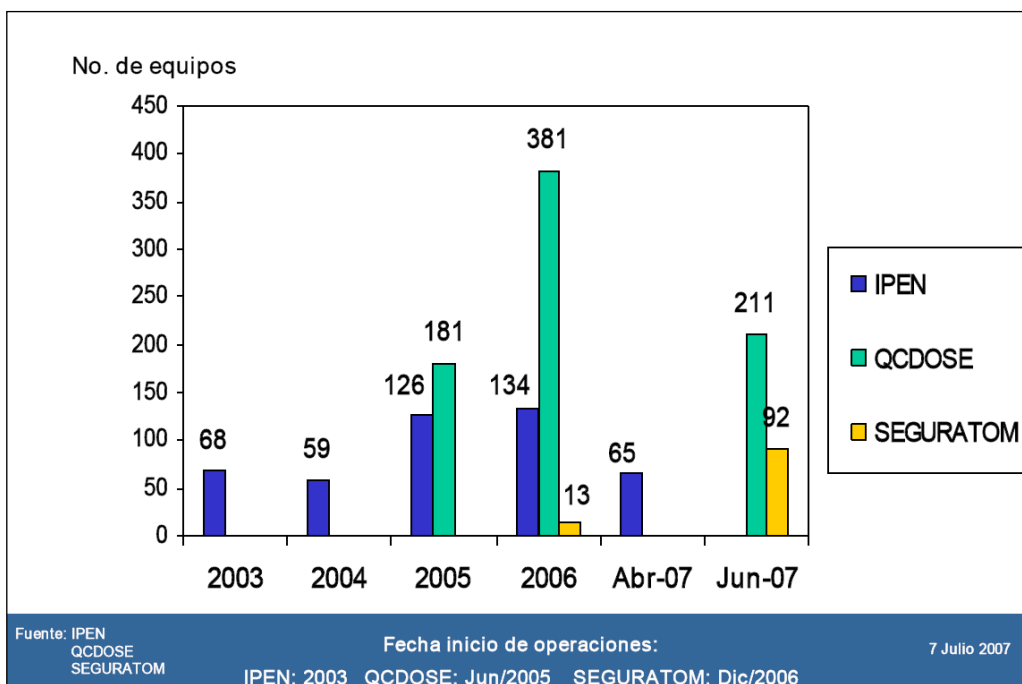


Gráfico N° 5.1 Control de calidad de equipos de rayos X realizados del 2003- 2007

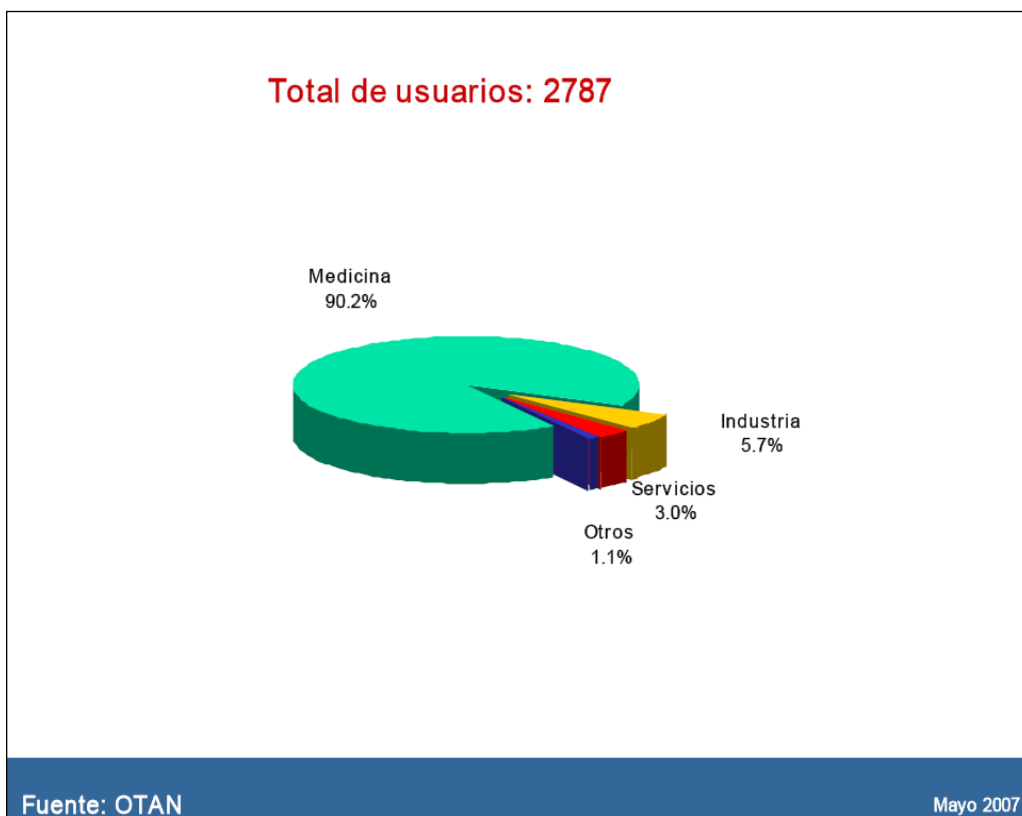


Gráfico N° 5.2 Usuarios de fuentes de radiación ionizante en el Perú

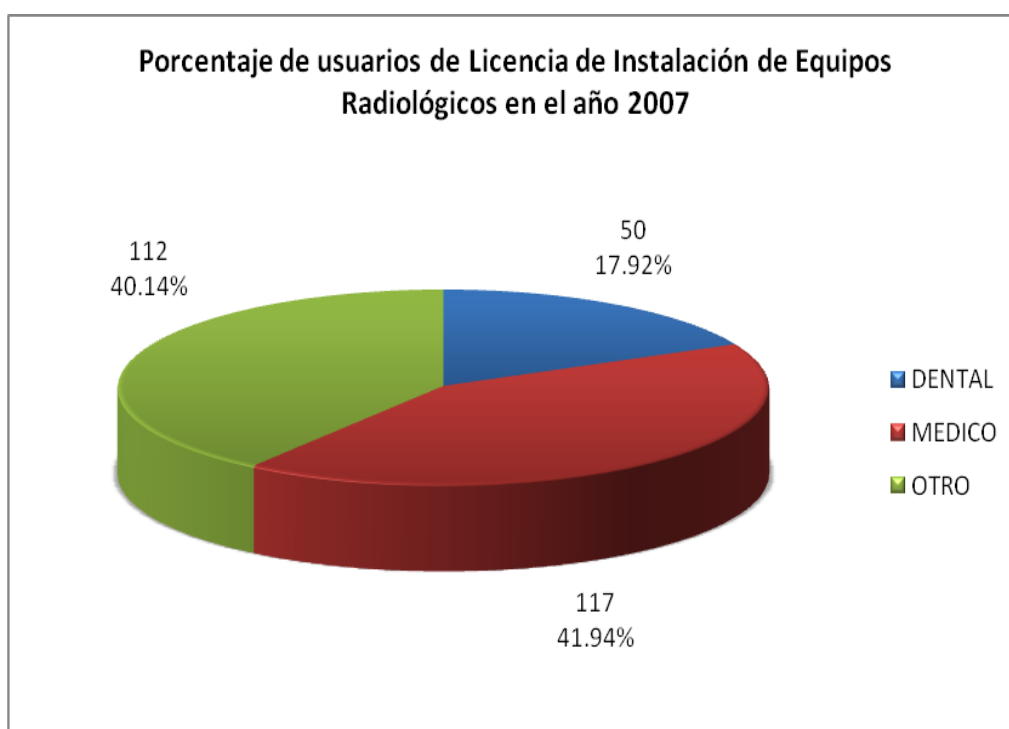


Gráfico N° 5.3 Porcentaje de usuarios de Licencia de Instalación de Equipos Radiológicos en el año 2007
Fuente: Instituto Peruano de Energía Nuclear

VI. CONCLUSIONES

1. Según los resultados obtenidos se ha notado una mayor prevalencia (60%) de equipos de Radiología Dental Intraoral que logran pasar el control de calidad, de acuerdo a las normas establecidas y reguladas por el Instituto Peruano de Energía Nuclear; sin embargo hay un importante porcentaje de equipos que no logran pasar el control de calidad (40%).
2. Los motivos por los cuales muchos equipos de Radiología Dental Intraoral no pasaron el control de calidad están relacionados principalmente a su antigüedad, a la falta de mantenimiento preventivo, a la desviación del tiempo de exposición por desperfectos en los temporizadores y a la baja filtración del mismo. Además la mayoría de equipos han desaprobado más de una prueba en el control de calidad.
3. En base a nuestros resultados podemos concluir que existe necesidad de realizar periódicamente evaluaciones de control de calidad para asegurar que esta práctica médica sea realizada con la calidad y seguridad requerida en beneficio de los pacientes y profesionales expuestos. Así también, con el desarrollo de este trabajo se ha contribuido en la mejora de la cultura en seguridad radiológica de los profesionales involucrados.

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Rodríguez Villafuerte M, Martínez Dávalos A. El uso de los Rayos X en medicina. Boletín de la Sociedad Mexicana de Física. 1995 oct – dic. 9(4). Disponible en: <http://www.smf.mx/boletin/Oct-95/ray-med.html>.
2. Bushong Stewart. Manual de radiología para técnicos. Física, Biología y Protección radiológica. Houston, Texas: Elsevier Mosby; 2005.
3. Ortega Aramburu X, Jorba Bisbal J. Radiaciones ionizantes. Utilización y riesgos. Barcelona: Ediciones UPC; 1996.
4. Finestres Fernando. Protección en radiología odontológica. Barcelona: Ediciones Universitat; 2004.
5. Medina Gironzini E, Ramírez Quijada R. Protección Radiológica en Radiodiagnóstico Médico. Lima: Serie Publicaciones CSEN – IPEN; 2006.
6. Attix Frank Herbert. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. New York: Wiley-Interscience; 1986.
7. Magnitudes Radiométricas y Dosimétricas. Instituto Balseiro – Comisión Nacional de Energía Atómica. Argentina; 2005. Disponible en: <http://ib.cnea.gov.ar/~protrad/docs/Licencia>.
8. Efectos Biológicos de las Radiaciones. Instituto Peruano de Energía Nuclear. Perú; 2005. Disponible en: www.ipen.gob.pe/site/regulacion/2005/efectos_biologicos.pdf.
9. Cabrero Fraile F. J. Imagen Radiológica Principios Físicos e Instrumentación. Barcelona: Masson Elsevier; 2004.
10. Medina Gironzini E, Ramírez Quijada R. Protección Radiológica en Radiología Dental. Lima: Serie Publicaciones CSEN – IPEN; 2006.
11. ARCAL (Acuerdo de Cooperación Regional Para la Promoción de la Ciencia Nuclear y Tecnología en América Latina y El Caribe). Protocolos de Control de Calidad en Radiodiagnóstico ARCAL XLIX. México; 2001.
12. Sociedad Española de Protección Radiológica, Sociedad Española de Física Médica. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Madrid: Edicomplet; 2002.
13. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations. Report 47. Bethesda; 1992.
14. Podgorsak E.B. Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005.

ANEXO

NORMATIVA EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Toda actividad en la que se manipulen agentes nocivos para la salud y seguridad de las personas y de sus propiedades, como las radiaciones ionizantes, debe ser estrictamente regulada y por ende sujeta al cumplimiento de leyes, reglamentos y normas de seguridad radiológica legalmente aprobadas, ya que además de vigilar la seguridad de los propios trabajadores deben defenderse los intereses de terceros no implicados en dicha actividad. Por lo tanto, el propósito de la normativa es establecer requisitos destinados a proteger adecuadamente a los profesionales ocupacionalmente expuestos, así como a los pacientes y público en general expuestos a estas radiaciones.

A continuación se presenta un resumen de las leyes, reglamentos y normas que han sido publicadas por el ente regulador del país, el Instituto Peruano de Energía Nuclear- IPEN, quien por Decreto Ley 21094 – Ley Orgánica del Sector de Energía y Minas, fue creado como Organismo Público Descentralizado de dicho Sector

1. Marco legal del Uso de las radiaciones

La legislación peruana sobre el uso de fuentes de radiaciones ionizantes está conformada por disposiciones legales de diferente jerarquía. La regulación del uso de fuentes se ha venido aplicando desde hace 25 años en base a reglamentaciones de protección radiológica actualizados y aprobados mediante Decreto Supremo. A partir del año 2002, el control se ha reforzado a través de dos leyes fundamentales sobre regulación del uso y sobre la importación de fuentes de radiaciones, así como sus respectivos reglamentos que han venido a sumar al Reglamento de Seguridad Radiológica vigente desde 1997.

a) Ley 28028 - Ley de Regulación del Uso de Fuentes de Radiación Ionizante

Aprobada en junio del 2003 y publicada en el diario oficial El Peruano el 18 de julio de 2003. La presente Ley regula las prácticas que dan lugar a exposición o potencial exposición a radiaciones ionizantes con el fin de prevenir y proteger, de sus efectos nocivos, la salud de la persona, el medio ambiente y la propiedad.

La ley establece que: (i) la autoridad competente para su aplicación es el Instituto Peruano de Energía Nuclear - IPEN, designado como Autoridad Nacional, (ii) todas las personas que realicen prácticas con fuentes deben contar con autorización, (iii) se debe contar con recursos para cumplir las normas de seguridad, (iv) la Autoridad Nacional está facultada a realizar inspecciones, (v) las infracciones a las disposiciones legales es sancionada por la Autoridad Nacional, (vi) las infracciones se clasifican en leves, graves y muy graves, y (vii) las infracciones son de amonestación, multa, suspensión o revocación de licencias, decomiso de fuentes y clausura de instalaciones, especificando la escala de multa.

b) Decreto Supremo N° 009-97-EM - Reglamento de Seguridad Radiológica

Publicado en junio de 1997. Este reglamento continua en vigor de acuerdo a la Primera Disposición Final del Reglamento de la Ley 28028. En este dispositivo legal se establecen los requisitos técnicos que se deben cumplir para lograr una adecuada protección de operadores, público y pacientes sometidos a exposiciones durante la utilización de equipos de rayos X. Sus especificaciones principales se centran en criterios generales, límites de dosis para trabajadores ocupacionalmente expuestos y para el público en general, protección radiológica operacional y en la obligación de usuarios y personas que usan radiaciones, a licenciarse, vigilancia radiológica de áreas, individual, ambiental y médica, requisitos para equipos y fuentes que generan radiaciones ionizantes, emergencias radiológicas y criterios de exposición médica. A continuación se discutirán algunos puntos del presente reglamento.

1. El **objeto** del presente reglamento establece los requisitos fundamentales para la protección contra la exposición a la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación que causan dicha exposición.
2. Su **finalidad** es la de garantizar la protección del personal trabajador, público y del medio ambiente, contra los riesgos indebidos originados por la exposición a radiaciones ionizantes.
3. Su **alcance** comprende a todas las prácticas e intervenciones que determine la Autoridad Nacional y conforme se especifica en el reglamento.
4. En las **obligaciones**, el usuario o propietario de la fuente de radiación, en este caso de los equipos de rayos X, es responsable de poner en práctica todas las disposiciones técnicas de

seguridad establecidas en el reglamento, así como otorgar las facilidades requeridas por los inspectores debidamente acreditados de la Autoridad Nacional.

5. A lo que respecta a las **condiciones de trabajo**, los Titulares del Registro o Licencia, así como los empleadores de los trabajadores dedicados a actividades que ocasionen la exposición normal o potencial, son responsables de la protección de los trabajadores y del cumplimiento del presente reglamento y normas específicas de la Autoridad Nacional. Las disposiciones sobre las condiciones de trabajo se relacionan a que:

- No se concederán ni utilizarán compensaciones o tratamientos salariales especiales o preferenciales o protección especial por un seguro, horas de trabajo, duración de vacaciones, días libres suplementarios o prestaciones de jubilación, como sustitutos de las medidas de seguridad y protección que se requieren para cumplir con las prescripciones del reglamento o normas específicas.
- Cuando una trabajadora se percate de su embarazo, debe comunicarlo al empleador, para modificar sus condiciones de trabajo, si es necesario, de manera que la dosis en la superficie del abdomen de la trabajadora no sea mayor a 2 mSv para todo el período de embarazo o la ingestión de radioisótopos no sea superior a 1/20 del Límite Anual de Incorporación establecido por la Autoridad Nacional, para ese mismo período.
- No se permitirá que una persona menor de 16 años esté sometida a exposición ocupacional.
- Ninguna persona menor a 18 años deberá trabajar en una zona controlada, a menos que lo haga bajo supervisión y solo con fines de capacitación.
- Los trabajadores o estudiantes mayores de 18 años que, durante su enseñanza o capacitación estén sometidos a exposiciones, serán considerados como trabajadores expuestos y deberán cumplir con todas las restricciones y requisitos aplicables del reglamento.
- Los trabajadores que realicen su trabajo normal u ocasional en áreas controladas y puedan recibir exposición ocupacional significativa, deben estar sometidos a vigilancia radiológica individual obligatoria, mediante sistemas acreditados y en conformidad con las disposiciones específicas de la Autoridad Nacional.
- Los trabajadores sometidos a exposición ocupacional deberán ser sometidos a un programa de vigilancia médica basado en los principios de la salud ocupacional, para evaluar su aptitud inicial y permanente para las tareas asignadas. La vigilancia médica es una condición previa a la ocupación de tareas con radiaciones ionizantes.

6. En la **clasificación de áreas**, toda instalación de rayos X o lugar donde se utilicen fuentes de radiaciones debe establecer áreas controladas, cuya delimitación considere la magnitud de

las exposiciones normales previstas, la probabilidad y magnitud de las exposiciones potenciales, y la naturaleza y alcance de los procedimientos de protección y seguridad requeridos. El área controlada debe cumplir con los siguientes requisitos genéricos, tanto como sean aplicables: (i) debe estar delimitada por medios físicos o por otros medios adecuados, debe disponer de un sistema de control y alarma, y estará señalizada con un símbolo de advertencia reglamentario, según se indica en el en el Anexo III del reglamento, u otro que sea aceptable por la Autoridad Nacional, (ii) debe disponer de medidas de protección y seguridad ocupacional incluidos procedimientos y reglas apropiados, (iii) tendrá acceso restringido mediante procedimientos administrativos, (iv) debe poseer y proveer de equipos y medios de protección individual a la entrada y salida, y (v) será revisada periódicamente con fines de mejorar las medidas de protección y las disposiciones de seguridad.

7. En los **límites de dosis**, para efectos de protección individual, el límite reglamentario de dosis efectiva para trabajadores ocupacionalmente expuestos en rayos X es de 20 mSv/año. Para el público el límite de dosis es de 1 mSv/año.

8. Las exposiciones deben ser prescritas solo por médicos colegiados

9. La administración de la exposición debe ser efectuada solo por profesionales de salud o personas calificadas y autorizadas por la Autoridad Nacional.

10. Los equipos deben estar sometidos a un programa de control de calidad.

c) Normas específicas

Adicionalmente se cuenta con normas de menor rango que complementan las disposiciones reglamentarias como las indicadas a continuación:

(i) Norma IR.004.91 **“Control de Radiaciones”**, encargada de regular y detallar las obligaciones relativas a las licencias e inspecciones a que deben someterse toda instalación que trabajen con radiaciones ionizantes.

(ii) Norma IR.003.97 **“Licencia de Instalación de Rayos X (Uso Médico)”**, que establece los requisitos administrativos a cumplir por las instalaciones médicas de rayos X, para obtener la licencia de instalación.

(iii) Norma PR.001.91 ***“Requisitos para la Vigilancia Radiológica Individual”***, que especifica los sistemas y las condiciones para la vigilancia radiológica de las personas ocupacionalmente expuestas. La dosimetría individual es obligatoria para trabajadores que laboran en las siguientes actividades: Radiodiagnóstico, Fluoroscopia, Fotoroentgen, Urografía y Cineangiografía.

(iv) Norma IR.011.96 ***“Protección radiológica en Radiología Dental”***, que especifica las características que deben cumplir tanto el equipo de Rayos X Dental, el ambiente de trabajo y los procedimientos a realizarse, para cumplir con las normas de protección radiológica.

(v) Norma IR.010.97 ***“Aspectos Técnicos y Administrativos Para Obtener Licencia de Instalación de Radiología Dental”***